



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA

TESE DE DOUTORADO

AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DE PROTOCOLOS DE EXAME DE
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

Maria Rosangela Soares

Orientadora: Prof. Dra. Ana Figueiredo Maia

São Cristóvão / SE
Setembro/2015

MARIA ROSANGELA SOARES

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DE PROTOCOLOS DE EXAME DE
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Tese apresentada ao Núcleo de Pós-Graduação
em Física da Universidade Federal de Sergipe,
como parte do requisito para obtenção do título
de Doutor, área de concentração: Física da
Matéria Condensada.

Orientadora: Dra. ANA FIGUEIREDO MAIA

SÃO CRISTÓVÃO / SE
2015

MARIA ROSANGELA SOARES

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DE PROTOCOLOS DE EXAME DE
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Tese apresentada ao Núcleo de Pós-Graduação
em Física da Universidade Federal de Sergipe,
como parte do requisito para obtenção do título
de Doutor, área de concentração: Física da
Matéria Condensada.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dra. Ana Figueiredo Maia
DFI-UFS

Prof. Dr. Alberico Blohem de Carvalho Junior
DFI-UFS

Prof. Dra. Susana de Souza Lalic
DFI-UFS

Prof. Dra. Linda V. E. Caldas
IPEN-USP

Prof. Dr. Francesco d'Errico
Università di Pisa

À minha mãe Fátima, por ser exemplo de vida, e a Jan, pela parceria, presença, apoio e incentivo dados. Obrigada!

AGRADECIMENTOS

À professora Dra. Ana Figueiredo Maia pela dedicação, orientação, empenho, comprometimento, paciência, amizade em todos os momentos e demonstração de competência e ética neste período de formação.

Um agradecimento especial ao professor Dr. Wilson Otto Gomes Batista por incentivar, coorientar e contribuir em etapas deste trabalho. Juntamente agradeço ao Departamento de Radiologia do Instituto Federal da Bahia – IFBA – por emprestar os equipamentos para realizar as medições e aos professores deste departamento.

Agradeço à professora Dra. Maria do Socorro Nogueira (Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear – CDTN) por ter emprestado o simulador antropomórfico Alderson feminino que possibilitou a realização deste trabalho.

De maneira especial, agradeço à professora Dra. Linda Caldas (Gerência de Metrologia das Radiações – IPEN/CNEN) por ter aberto o laboratório e possibilitado as medições do trabalho de campo, juntamente com a Dra. Patrícia Lara Antonio, por contribuir na etapa das medições dos resultados. Agradeço também aos funcionários e amigos do IPEN.

Também expresso agradecimento ao professor Dr. Marcelo Augusto Oliveira de Sales, do Departamento de Clínica e Odontologia Social da Universidade Federal da Paraíba, DCOS – UFPB, que auxiliou indicando a localização dos órgãos/tecidos.

Várias pessoas contribuíram para a realização deste trabalho, às quais sou muito grata, prof. Dra. Divanízia Nascimento Souza, a doutoranda Luiza Freire de Souza, e aos demais colegas da física médica que contribuíram para a minha formação nos momentos decisivos.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Sergipe (FAPITEC/SE), e à Rede Nanobiotec - Brasil / CAPES, pelo apoio financeiro.

Aos professores do Departamento de Física/UFS. Aos amigos (as) da UFS, por tantos momentos de estudos e descontração compartilhados e à equipe da secretaria da Pós-Graduação por todo apoio, amizade e atenção dada durante meu período de formação.

À Janaína pelo apoio, incentivo e parceria. Obrigada! À minha mãe Fátima e à minha irmã Cláudia, pelo suporte familiar, apoio, afeto durante o desenvolvimento deste trabalho. Aos meus tios Lino e Inês e toda a minha família por acreditar e torcer por mim em cada etapa da vida. Ao meu pai Miranda, sua esposa Rosângela e meus irmãos Paulo Daniel e Maria Paula, por apoiar meu trabalho. Finalmente, agradeço a todos, que deram tranquilidade e apoio necessários para a elaboração deste trabalho. A todos, o meu sincero obrigada.

RESUMO

Na presente tese de doutoramento foi abordada a temática da avaliação de protocolos de exame de tomografia computadorizada de feixe cônico - TCFC, que foi iniciada na radiologia odontológica no fim da década de 1990 e rapidamente tornou-se um exame fundamental para diversos procedimentos. Sua principal característica, que a diferencia da tomografia computadorizada médica, é a forma do feixe. Assim, este estudo objetivou calcular a dose absorvida em 8 tecidos/órgãos da cabeça e pescoço e estimar a dose efetiva em 13 protocolos e duas técnicas (*stitched FOV* e *single FOV*) de 5 equipamentos diferentes fabricantes de tomografia computadorizada de feixe cônico. Para isto, foi utilizado um simulador antropomórfico feminino, representando uma mulher padrão, onde foram inseridos dosímetros termoluminescentes em diversos pontos, representando órgãos e tecidos com valores de ponderação apresentados na norma ICRP 103. Os resultados foram avaliados, comparando-se a dose de acordo com o objetivo da imagem tomográfica. Dentre os resultados, observou-se uma diferença de até 325 % de dose efetiva em relação a protocolos com o mesmo objetivo de imagem. Em relação à técnica de obtenção de imagem, a técnica *stitched FOV* resultou em uma dose efetiva até 5,3 vezes maior que a *single FOV* para protocolos com o mesmo objetivo de imagem. Na contribuição individual, as glândulas salivares são responsáveis por 31% da dose efetiva, nos exames tomográficos. Os tecidos restantes também apresentaram uma contribuição significativa, 36 %. Os resultados apontam a necessidade de se estimar a dose efetiva nos diversos equipamentos e protocolos presentes no mercado, além de conhecer os parâmetros de radiação e a engenharia de fabricação dos equipamentos para a obtenção da imagem.

Palavras chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico; Dose efetiva; Dose absorvida; Dose no cristalino; Produto kerma ar-área;

ABSTRACT

This PhD thesis, addresses the issue of evaluation of cone beam computed tomography, CBCT, scanning protocols, was introduced in dental radiology at the end of the 1990s, and it quickly became a fundamental examination for various procedures. Its main characteristic, the difference of medical CT is the beam shape. This study aimed to calculate the absorbed dose in eight tissues / organs of the head and neck, and to estimate the effective dose in 13 protocols and two techniques (stitched FOV e single FOV) of 5 equipment of different manufacturers of cone beam CT. For that purpose, a female anthropomorphic phantom was used, representing a default woman, in which were inserted thermoluminescent dosimeters at several points, representing organs / tissues with weighting values presented in the standard ICRP 103. The results were evaluated by comparing the dose according to the purpose of the tomographic image. Among the results, there is a difference up to 325% in the effective dose in relation to protocols with the same image goal. In relation to the image acquisition technique, the stitched FOV technique resulted in an effective dose of 5.3 times greater than the single FOV technique for protocols with the same image goal. In the individual contribution, the salivary glands are responsible for 31% of the effective dose in CT exams. The remaining tissues have also a significant contribution, 36%. The results drew attention to the need of estimating the effective dose in different equipment and protocols of the market, besides the knowledge of the radiation parameters and equipment manufacturing engineering to obtain the image.

Keywords: Cone beam computed tomography, CBCT; Effective dose; Absorbed dose; Dose in the lens; Air – kerma – area.

LISTAS

LISTAS DE SIGLAS

| SIGLA | DESCRIÇÃO |
|--|--|
| 0RN | Zero-resíduo de radiação do dosímetro TLD normalizado. |
| a-Si | Silício amorfo. |
| B | Fator de retroespalhamento. |
| C | Corrente. |
| CCD | Detectores de Carga Acoplada (do Inglês, <i>Charge-Coupled Device</i>). |
| CMOS | Semicondutor de metal-óxido complementar (do Inglês, <i>Complementary Metal Oxide Semiconductor</i>). |
| CNEN | Comissão Nacional de Energia Nuclear. |
| CsI(Tl) | Iodeto de cério ativado com tálio. |
| CSR | Camada semirredutora. |
| D | Dose absorvida. |
| D/p | Dose por pulso. |
| DFD | Distância tubo de raios-X-detector. |
| DICOM | Comunicação de imagens digitais em medicina (do Inglês, <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>). |
| d_m | Unidade de massa m. |
| D_T | Dose absorvida no órgão T. |
| E | Dose efetiva. |
| E_T | Energia transmitida. |
| E_{TR} | Soma das energias cinéticas de todas as partículas carregadas liberadas por partículas sem carga. |
| FDP | Detectores de tela plana (do Inglês, <i>Flat Panel Detectors</i>). |
| FOV | Campo de Visão (do Inglês: <i>Field of View</i>). |
| FS | Fator de sensibilidade do dosímetro. |
| Gd₂O₂S:Tb | Oxisulfeto de Gadolínio ativado com Tórbio. |
| H_T | Dose equivalente. |
| I | Intensidade transmitida. |
| I₀ | Intensidade inicial. |
| ICRP | Comissão Internacional de Proteção Radiológica (do Inglês, <i>International Commission on Radiological Protection</i>). |
| II | Intensificador de Imagem. |
| K_{ar} | Kerma no ar na superfície de entrada. |
| Kerma | Energia cinética liberada por unidade de massa (do Inglês <i>kinetic energy released per unit of mass</i>). |
| K_i | Kerma incidente. |
| LP | Valor médio do sistema padrão. |
| LP | Valor médio do sistema padrão. |
| LPN | Valor do sistema normalizado. |

| | |
|-----------------------------|--|
| <i>LPN</i> | Valor do sistema normalizado. |
| <i>m</i> | Coeficiente de atenuação linear. |
| PCT | Produto corrente-tempo. |
| pixel | Elemento de pintura (do Inglês, Picture element). |
| P_{KA} | Produto kerma no ar-área. |
| RL | Medição do dosímetro. |
| <i>RL</i> | Medição do dosímetro. (resposta da leitura) |
| SEDENTEXCT | <i>Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray.</i> |
| SI | Sistema internacional. |
| T | Tempo. |
| TC | Tomografia computadorizada. |
| TCMD | Tomógrafos computadorizados de múltiplos detectores. |
| TE | Tempo de exposição. |
| TEE | Tempo efetivo de exposição. |
| Ten | Tensão. |
| t_{giro} | Tempo de giro. |
| TL | Termoluminescente. |
| TLD | Dosímetro termoluminescente. |
| Tp | Tempo de pulso. |
| voxel | Elemento de volume (do Inglês, volume element). |
| <i>w_R</i> | Fator de ponderação da radiação. |
| <i>w_T</i> | Fator de ponderação para tecido e órgãos. |
| <i>x</i> | Espessura do absorvedor. |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 2.1 – (A) i-Cat Next Generation. Modelo da maioria dos tomógrafos de feixe cônico comercializado atualmente. Neste modelo, a imagem é adquirida com o paciente sentado. Em algumas unidades, o paciente permanece posicionado em pé, na aquisição da imagem. (B) NewTom 3G. Este foi um dos primeiros tomógrafos computadorizados de feixe cônico comercializado para radiodiagnóstico odontológico. Neste modelo, a imagem é adquirida com o paciente em decúbito dorsal. Adaptado de Abramovitch e Rice (2014). | 22 |
| Figura 2.2 – Equipamento de TCFC Galileos utilizando intensificador de imagem (II) - adaptado de Abramovitch, et al (2014). Os tomógrafos com intensificadores de imagem são maiores, além de mais sensíveis e susceptíveis à distorção de campo magnético. As imagens resultantes destes detectores também apresentam uma maior distorção das dimensões, quando afastadas do centro do detector..... | 23 |
| Figura 2.3 – Imagem estrutural do equipamento de TCFC. Adaptado de Blackwell e Sarment (2014). Nesta imagem o paciente está sentado, enquanto o tubo de raios X e o detector giram, diametralmente, em torno dele (A). O giro, geralmente, realizado é entre 180° e 360°. Durante o giro, as imagens recebidas pelos detectores são enviadas ao computador. No computador, por meio de um <i>software</i> , é realizada a reconstrução e a exibição da imagem do paciente (B). | 24 |
| Figura 2.4 – Ilustração de obtenção da imagem planar durante o exame de TCFC. Imagem adaptada do vídeo de divulgação da empresa Sirona The Dental Company (SIRONA, 2013). | 25 |
| Figura 2.5 – (A) e (B) <i>Forma característica do FOV para a TCFC atuais; (B) Diferentes opções de tamanho de FOV.</i> Adaptado de Abramovitch e Rice (2014). | 26 |
| Figura 2.6 – Imagens apresentadas pelo tomógrafo de feixe cônico após a reconstrução digital..... | 27 |
| Figura 2.7 – Representação de feixes monoenergéticos de raios X atravessando um objeto homogêneo. | 28 |
| Figura 2.8 – Representação esquemática de uma imagem dividida em n elementos de volume de espessura x de um objeto heterogêneo. Para simplificar, foi apresentado o feixe incidente em apenas uma direção. | 29 |
| Figura 2.9 –Diferença de geometria dos feixes utilizados na tomografia de feixe cônico e tomografia de feixe em leque. Adaptado de Scarfe e colaboradores (2012). | 31 |
| Figura 2.10 – Comparação do elemento de volume obtido em uma imagem tomográfica isotrópica (à esquerda) e anisotrópica (à direita). Adaptado de Scarfe e colaboradores (2012). | 32 |
| Figura 2.11 – (A) Objeto simulador antropomórfico físico – Alderson feminino. (B) Objeto simulador antropomórfico físico – Alderson masculino. | 38 |
| Figura 2.12 – Fatia do simulador Alderson feminino com diversos tarugos com 7 mm de diâmetro, utilizados para serem inseridos dosímetros no local de interesse. | 38 |
| Figura 2.13 – Modelo da banda de energia de um cristal ideal..... | 39 |

| | |
|---|----|
| Figura 2.14 – Representação da estrutura de bandas nos sólidos, mostrando a banda de condução e banda de valência. Entre essas bandas, tem a banda proibida. Na banda proibida foram inseridas impurezas, ou defeitos, criando armadilhas para elétrons e buracos, obtendo-se novos níveis de energia permitidos. Adaptado de Cameron (CAMERON et al, 1969). | 39 |
| Figura 2.15 – Representação dos níveis de energia em um cristal TL após a irradiação. (A) – Exposição; (B) – emissão de luz durante o aquecimento quando a armadilha de buraco é o centro de emissão; (C) – emissão de luz quando a armadilha de elétron é o centro de emissão. Adaptado de Cameron e colaboradores (1969). | 40 |
| Figura 3.1 – Organograma com a síntese da metodologia do trabalho para obtenção dos resultados. | 46 |
| Figura 3.2 – Equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico utilizados nesse estudo: (A) Gendex GXCB 500; (B) CS 9000 3D; (C) ProMax 3D; (D) Orthophos XG; (E) i-Cat Classical. | 47 |
| Figura 3.3 – Posicionamento do simulador antropomórfico em equipamentos de TCFC para realização do protocolo de imagem. | 51 |
| Figura 3.4 – Técnicas para a aquisição de imagens de toda a mandíbula. (A) - Representa o protocolo FOV único; (B) representação em 2D da imagem resultante de um único FOV; (C) a representação da combinação de vários FOVs; (D) representação em 2D da combinação de três FOVs. | 52 |
| Figura 3.5 – Detectores de estado sólido utilizados neste estudo. À esquerda, o multissensor Rapidose, e à direita, o multissensor Accu-Gold. Ambos os equipamentos permitem a medição do valor do kerma, da tensão, do tempo de exposição, tempo efetivo de exposição, forma da onda, número de pulsos, filtração, camada semirredutora, entre outros fatores. | 53 |
| Figura 3.6 – Posicionamento do sensor de estado sólido (indicado pela seta), multissensor Rapidose, Radical, para realização de medição da forma da onda, número de pulsos, CSR, filtração total do feixe de radiação, taxa de kerma no ar, valor do kerma no ar, tensão do tubo, tempo de giro e tempo feixe útil. | 54 |
| Figura 3.7 – Câmara de transmissão e Eletrômetro PTW Freiburg GmbH, Diametor E2. | 54 |
| Figura 3.8 – Representação da câmara de transmissão no equipamento de TCFC. | 55 |
| Figura 3.9 – Representação da medida de intercomparação entre o detector de estado sólido Rapidose e a câmara de transmissão. | 55 |
| Figura 3.10 – Simulador Alderson feminino utilizado para a realização desse estudo. | 56 |
| Figura 3.11 – Posicionamento dos TLDs para a irradiação no processo de caracterização. | 57 |
| Figura 3.12 – (A) Leitora Harshaw TLD, modelo QS 3500 e (B) – software WinRENS, acoplado ao sistema de aquisição de dados da fotomultiplicadora. | 58 |
| Figura 3.13 – Geometria para aquisição de imagem. (A) feixe assimétrico (B) feixe simétrico. | 64 |
| Figura 3.14 – Representação da forma de obtenção do campo estendido (feixe assimétrico) no equipamento Gendex CBGX 500. O detector é deslocado para um dos lados (direita ou esquerda) do equipamento e o colimador é fechado na mesma direção. Isto alterará o tamanho do diâmetro da imagem, sem alterar o isocentro do equipamento. | 65 |

| | |
|---|----|
| Figura 3.15 – Câmara de ionização tipo Farmer, de volume sensível de 0,6 cm ³ | 65 |
| Figura 3.16: Medição do kerma no ar com a câmara de ionização Farmer para posições localizadas entre o tubo e o detector do equipamento Gendex GX CB500. | 66 |
| Figura 4.1 – Variação da dose em função do produto corrente-tempo. (a)ProMax 3D; (b) CS 9000 3D; e (c) Orthophos..... | 71 |
| Figura 4.2 – Forma de onda dos equipamentos de TCFC estudados: (a) CS 9000 3D; (b) ProMax 3D; (c) Orthophos, (d) Gendex; e (e) i-Cat. | 74 |
| Figura 4.3 – (a) Estudo da dose por pulso em função do tempo de pulso para os equipamentos de TCFC..... | 74 |
| Figura 4.4 – (a) Imagem dos dados técnicos informados pelo equipamento Orthophos para o modo HD ON; (b) medições e forma de onda para a técnica descrita em (a). | 75 |
| Figura 4.5 – (a) Dados da técnica informada pelo equipamento de TCFC ProMax 3D, sendo o produto corrente-tempo como o produto da corrente pelo tempo de exposição. Nesta técnica, o tempo efetivo de exposição é de aproximadamente 12,3 s, dando um produto de 147 mA.s, para essa corrente escolhida..... | 77 |
| Figura 4.6 – Valores do produto kerma ar-área em função do FOV. (a) e (b) para feixe de radiação simétrico, respectivamente, equipamentos i-Cat e Orthophos; (c) feixe de radiação assimétrico, equipamento Gendex. Mesmo apresentando apenas 2 pontos em (b), observa-se que o valor do P_{KA} é proporcional ao tamanho do FOV. O mesmo não acontece em (c)..... | 78 |
| Figura 4.7 – Comparação do kerma para protocolos que utilizam técnicas diferentes de radiação. Os protocolos P10 e P11, que utilizam a técnica stitched FOV, apresentam valores maiores que os protocolos P6 e P7, que utilizam a técnica single FOV. | 81 |
| Figura 4.8 – Dose Efetiva (μSv) para os protocolos de TCFC selecionados. | 83 |
| Figura 4.9 – Estudo comparativo da dose efetiva em relação do objetivo da imagem (semelhança do FOV) para quatro protocolos estudados: FOV Localizado, FOV 1 Arcada, FOV 2 Arcadas e FOV Grande. | 87 |
| Figura 4.10 – Contribuição média dos órgãos/tecidos para dose efetiva. | 89 |
| Figura 4.11 – Dose absorvida (μGy) para tecidos/órgãos para o protocolo FOV Localizado | 91 |
| Figura 4.12 – Dose absorvida (μGy) para tecidos/órgãos para o protocolo FOV 1 Arcada. | 91 |
| Figura 4.13 – Dose absorvida (μGy) para tecidos/órgãos para o protocolo FOV 2 Arcada. | 92 |
| Figura 4.14 – Dose absorvida (μGy) para tecidos/órgãos para o protocolo FOV Grande. | 93 |
| Figura 4.15 – Dose efetiva em função da simetria do feixe para dois protocolos do equipamento Gendex, que utilizam os mesmos parâmetros de exposição. | 94 |
| Figura 4.16 – (a) Comparação de dose efetiva entre as técnicas stitched FOV e single FOV para o maxilar superior, protocolos P5 e P10; (b) valores relativos da contribuição das glândulas salivares para o total de dose efetiva dos protocolos; e (c) comparação entre a quantidade de dose absorvida pelas glândulas salivares para os protocolos P5 e P10. | 97 |

| | |
|---|-----|
| Figura 4.17 – (a) Comparação da dose efetiva (μSv) para os protocolos P6 – single FOV – e P11 – stitched FOV – com objetivos de imagem semelhantes e (b) comparação da dose absorvida pelos órgãos / tecidos para os protocolos P6 e P11. | 98 |
| Figura 4.18 – Comparação entre absorção de dose absorvida (μGy) pelos tecidos/órgãos para protocolo FOV Localizado da mandíbula frontal e maxilar frontal, protocolos P3 e P12. | 100 |
| Figura 4.19 – Comparação entre absorção de dose absorvida (μGy) pelos tecidos/órgãos para protocolo FOV 1 Arcada da mandíbula e maxilar, protocolos P8 e P13. | 100 |
| Figura 4.20 – Dose absorvida no cristalino do olho para a técnica single FOV, com os protocolos odontológicos selecionados: FOV 1 Arcada (maxilar e mandíbula) – protocolos P5, P8, P10 e P13 –; FOV Localizado (maxilar e mandíbula) – protocolos P1, P2, P3 e P12 –; FOV 2 Arcadas – protocolos P4, P6 e P11 –; FOV Grande – protocolos P7 e P9 – sendo os protocolos P10 e P11 da técnica stitched FOV..... | 102 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|-----|
| Tabela 2.1 – Fatores de Ponderação do tecido listados na ICRP-103(2007). | 36 |
| Tabela 3.1 – Apresentação dos equipamentos utilizados nesse estudo e suas respectivas especificações técnicas | 48 |
| Tabela 3.2 – Protocolos e técnica utilizados nos equipamentos selecionados para este estudo. | 48 |
| Tabela 3.3 – Definição de nome e abreviatura do protocolo de acordo com o tamanho do FOV e técnica utilizada..... | 50 |
| Tabela 3.4 – Características técnicas dos multissensores utilizados. | 53 |
| Tabela 3.5 - Características da câmara de transmissão | 55 |
| Tabela 3.6 – Características do sistema Pantak/Seifert, modelo ISOVOLT 160HS para as qualidades de radiodiagnóstico, feixes de tomografia computadorizada | 57 |
| Tabela 3.7 – Localização dos TLDs nas fatias do simulador | 61 |
| Tabela 3.8 – Apresentação do fator de ponderação tecido, ωT , fração irradiado, fi , e posição dos dosímetros que contribuirão para a dose absorvida nos órgãos/ tecidos, i | 63 |
| Tabela 3.9 – Característica da câmara de ionização Farmer 10X6-0.6 | 65 |
| Tabela 4.1 – Incerteza associada a instrumentação utilizada para realização das medições | 68 |
| Tabela 4.2 – Medições dos parâmetros físicos dos equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico estudados neste trabalho e o valor do P_{KA} | 69 |
| Tabela 4.3 – Resultados das medições realizadas pelo multissensor de estado sólido, posicionado no detector do equipamento, e pela câmara de ionização tipo Farmer, posicionada nos locais indicados, dentro do campo de radiação, para o equipamento Gendex GXCB 500 na técnica: 120 kV / 5 mA / 8,9 s | 79 |
| Tabela 4.4 – Comparação entre valores de medição do kerma e P_{KA} para protocolos de radiação com objetivos semelhantes..... | 80 |
| Tabela 4.5 – Contribuição individual ($wT \times HT$) dos órgãos / tecidos para os protocolos selecionados e a estimativa da dose efetiva para a técnica single FOV– resultados em $\mu Sv (\pm 10 \%)$ | 83 |
| Tabela 4.6 – Valores da dose efetiva descritos na literatura para o equipamento ProMax 3D. | 84 |
| Tabela 4.7 – Valores da dose efetiva descritos na literatura para o equipamento CS 9000 3D. | 85 |
| Tabela 4.8 – Valores da dose efetiva descritos na literatura para o equipamento CS i-Cat. | 86 |
| Tabela 4.9 – Dose absorvida (μGy) dos órgãos e tecidos para protocolos tomográficos de feixe cônico selecionados | 89 |
| Tabela 4.10 – Contribuição da fração relativa de alguns órgãos/tecidos à dose efetiva. | 90 |
| Tabela 4.11 – Dose absorvida ($\mu Gy \pm 10 \%$) nos tecidos/órgãos e dose efetiva ($\mu Sv \pm 10 \%$) para protocolos tomográficos de feixe cônico selecionados de técnica stitched FOV | 95 |
| Tabela 4.12 – Dose efetiva (μSv) e dose absorvida (μGy) pelos tecidos/órgãos para os protocolos de FOV Localizado – unidades dentárias da mandíbula, P12 – e FOV 1 Arcada – mandíbula..... | 99 |
| Tabela 4.13 – Dose Absorvida (μGy) nos cristalinos nos protocolos estudados no presente estudo. | 102 |

SUMÁRIO

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO..... | 17 |
| 2 | REFERENCIAL TEÓRICO | 21 |
| 2.1 | Tomografia na Odontologia | 21 |
| 2.2 | Tomografia computadorizada de feixe cônico - TCFC..... | 21 |
| 2.2.1 | <i>História da tomografia computadorizada de feixe cônico.....</i> | <i>21</i> |
| 2.2.2 | <i>Características estruturais gerais do tomógrafo computadorizado de feixe cônico .</i> | <i>23</i> |
| 2.2.3 | <i>Princípios físicos da tomografia computadorizada de feixe cônico</i> | <i>27</i> |
| 2.3 | Grandezas dosimétricas | 33 |
| 2.3.1 | <i>Kerma e Produto Kerma no Ar-Área.....</i> | <i>33</i> |
| 2.3.2 | <i>Dose absorvida.....</i> | <i>35</i> |
| 2.3.3 | <i>Dose equivalente e dose efetiva.....</i> | <i>35</i> |
| 2.4 | Simulador Antropomórfico Físico | 37 |
| 2.5 | Dosimetria Termoluminescente | 38 |
| 2.6 | O Estado da Arte..... | 40 |
| 3 | MATERIAIS E MÉTODOS | 46 |
| 3.1 | Equipamentos de TCFC e Protocolos Utilizados | 47 |
| 3.1.1 | <i>Técnicas utilizadas.....</i> | <i>51</i> |
| 3.2 | Equipamentos Utilizado para as Medições dos Parâmetros Físicos..... | 52 |
| 3.3 | Simulador Antropomórfico..... | 56 |
| 3.4 | Dosímetros Termoluminescentes | 56 |
| 3.4.1 | <i>Caracterização dos TLDs.....</i> | <i>57</i> |
| 3.5 | Cálculo da Dose Efetiva e Dose Absorvida..... | 60 |
| 3.5.1 | <i>Posição dos dosímetros no simulador antropomórfico físico.....</i> | <i>60</i> |
| 3.5.2 | <i>Dose absorvida.....</i> | <i>62</i> |
| 3.5.3 | <i>Cálculo da dose equivalente.....</i> | <i>62</i> |
| 3.5.4 | <i>Produto [HT. wT]</i> | <i>63</i> |
| 3.6 | Simetria do Feixe..... | 63 |
| 4 | RESULTADOS E DISCUSSÃO | 67 |

| | | |
|------------|---|------------|
| 4.1 | Parâmetros Físicos dos Equipamentos | 67 |
| 4.1.1 | <i>Avaliação de Conformidade dos Equipamentos de Acordo com a Legislação Nacional.....</i> | <i>70</i> |
| 4.1.2 | <i>Avaliação dos Parâmetros Físicos do Equipamento.....</i> | <i>71</i> |
| 4.1.3 | <i>Produto Kerma no Ar-Área (P_{KA}).....</i> | <i>77</i> |
| 4.1.4 | <i>Kerma e P_{KA} para técnicas de obtenção de imagem: stitched FOV e single FOV.....</i> | <i>80</i> |
| 4.2 | Cálculo da contribuição individual ($wT \times HT$) de órgãos / tecidos e estimativa de dose efetiva (E) para a técnica single FOV..... | 81 |
| 4.2.1 | <i>Dose efetiva em relação ao objetivo da imagem.....</i> | <i>86</i> |
| 4.2.2 | <i>Avaliação da dose absorvida pelos órgãos/tecidos.....</i> | <i>88</i> |
| 4.2.3 | <i>Avaliação da dose absorvida pelos órgãos e tecidos em função do objetivo da imagem.....</i> | <i>90</i> |
| 4.2.4 | <i>Dose efetiva em função da simetria do feixe de radiação.....</i> | <i>93</i> |
| 4.3 | Estimativa de dose efetiva (E) e resultado do cálculo da dose absorvida (D) para a técnica stitched FOV..... | 95 |
| 4.4 | Comparação da dose efetiva de localizações diferentes | 99 |
| 4.5 | Dose absorvida nos cristalinos | 101 |
| 5 | CONCLUSÕES..... | 104 |
| 6 | REFERÊNCIAS..... | 109 |
| | ANEXO | 113 |

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento científico e tecnológico tem disponibilizado para a medicina e a odontologia equipamentos e técnicas de imagens com elevada qualidade e com procedimentos cada vez menos invasivos. Indiscutivelmente, a tomografia computadorizada (TC) é uma das grandes revoluções no campo da imagem diagnóstica das últimas décadas (BUZUG, 2008). Com o desenvolvimento da tecnologia dos detectores e o surgimento dos tomógrafos computadorizados de múltiplos detectores (TCMD) tornou-se possível realizar aquisições com múltiplos cortes em um único giro do tubo de raios X em torno do paciente.

As aplicações em exames radiológicos das radiações ionizantes representam a fonte mais importante de exposição do ser humano à radiação de origem artificial nos países desenvolvidos (OKANO; SUR, 2010). A TC, nos Estados Unidos, tem apresentado um crescimento exponencial de 10% ao ano (LUDLOW, 2009). No Japão, a dose média de radiação de radiodiagnóstico na população é equivalente à radiação ambiental recebida, sendo o radiodiagnóstico dentário a modalidade de exame mais realizada neste país (OKANO; SUR, 2010). No Brasil, com o aumento do número de equipamentos disponibilizados, o número de procedimentos utilizando TC tem aumentado consideravelmente. Entre os anos de 1999 e 2005, o número de TC em procedimentos ambulatoriais aprovados pelo Sistema Único de Saúde, SUS, aumentou 32,5 %, segundo dados do Instituto Nacional de Geografia e Estatística, IBGE (IBGE, 2009).

Na odontologia, a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) tem ocupado um espaço significativo no radiodiagnóstico odontológico. O feixe em forma de cone, de base circular ou retangular (ou quadrado), foi introduzida na radiologia odontológica no final do séc. XX (MOZZO et al., 1998) e, desde então, tem tido um crescimento no campo de diagnóstico (MORANT et al., 2013). De modo geral, a TCFC obteve uma rápida aceitação entre os profissionais da radiologia odontológica, tornando-se uma técnica de obtenção de imagem essencial no planejamento e na avaliação de tratamentos e implantes odontológicos. Os principais fatores que contribuem para o aumento do número de TCFC é o grande número de equipamentos e fabricantes disponíveis, o baixo preço do exame – quando comparado à TC, e o aumento de implantes realizados pela população. Tem sido levantado, também, por vários autores o aumento da faixa etária de pacientes que realizam o exame para procedimentos odontológicos (ENDO et al., 2013; KOIVISTO et al., 2012; LOFTHAG-HANSEN et al., 2008; MORANT et al., 2012, 2013; PAUWELS et al., 2012a; PRINS et al., 2011; THEODORAKOU et al., 2012).

Com maior acesso aos equipamentos de TCFC, o aumento do número de tomografias odontológicas realizadas leva à preocupação com a exposição à radiação, além do interesse em conhecer e quantificar a dose absorvida e a dose efetiva às quais o paciente é exposto ao realizar o procedimento tomográfico. Dentro dessa realidade, é consenso, em todos os estudos realizados, a necessidade de avaliar a dose absorvida e calcular a dose efetiva para os diferentes protocolos associados aos procedimentos radiológicos. O principal destaque, desta constatação, é a falta de uniformidade para os vários modelos e a dificuldade de implementação de protocolos e diretrizes para avaliação de dosimetria e controle de qualidade de forma direta e com parâmetros comparáveis entre os diferentes equipamentos (BATISTA; 2013; KOIVISTO et al., 2012; MORANT et al., 2012; PAUWELS et al., 2012a, 2012b; QU et al., 2012; ROTTKE et al., 2013; THEODORAKOU et al., 2012).

Antes da TCFC na odontologia, não havia efetiva preocupação com as doses de radiação em pacientes derivadas de procedimentos odontológicos (ROTTKE et al., 2013). Mesmo que estudos comprovem que as doses efetivas geradas em exames de TCFC são menores que aquelas geradas por TC de uso médico, estes valores ainda são 3 a 4 vezes superiores aos oriundos da técnica de radiografia odontológica convencional (BATISTA; NAVARRO; MAIA, 2013; MORANT et al., 2013).

Em paralelo ao desenvolvimento e à consolidação dos equipamentos de TCFC, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica, ICRP (do inglês, *International Commission on Radiological Protection*), atualizou e revisou sua publicação de 1990 (ICRP 60) (ICRP-60, 1990), apresentando, no ano de 2007, novas recomendações baseadas em novos dados (ICRP 103) (ICRP-103, 2007). A ICRP-103 alterou os fatores de ponderação para órgãos e tecidos e explicitou alguns órgãos da região da cabeça e pescoço, o que gerou um impacto significativo nas avaliações da dose efetiva em radiologia odontológica. Dentre as principais alterações está a inclusão das glândulas salivares com fator de peso individual, a mudança do fator de peso de ponderação para os tecidos restantes, 0,05 para 0,12, e a inserção da mucosa oral e vias extratorácicas nos tecidos restantes. Após a ICRP-103, os resultados de dose efetiva para radiologia odontológica apresentam diferenças entre 32 e 422 % acima dos valores anteriormente calculados (LUDLOW, 2009; ROBERTS et al., 2009; SCHILLING; GEIBEL, 2013).

Neste contexto, no ano de 2009, a União Europeia criou o projeto SEDENTEXCT (*Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray*) (SEDENTEXCT, 2009), objetivando aumentar a segurança, a eficiência e estabelecer propostas de critérios de utilização e boas práticas para a utilização da TCFC pelos profissionais. Como resultado deste

projeto SEDENTEXCT, no ano de 2012, foi apresentado o relatório final, que, além de uma avaliação das técnicas de TCFC e dos requisitos de controle de qualidade, deixa evidente a necessidade de estudos mais profundos para buscar otimizar a qualidade da imagem com quantidades de dose “tão baixas quanto razoavelmente exequíveis”. Ainda propõe a busca de níveis de referência de dose e grandezas dosimétricas aplicáveis, e de fácil obtenção clínica, que tenham relação com a grandeza dose efetiva (SEDENTEXCT, 2012).

Visando contribuir para o estabelecimento de procedimentos dosimétricos que assegurem boas-práticas em TCFC, objetivou-se realizar medições em cinco (5) equipamentos, de cinco (5) fabricantes diferentes, de tomografia computadorizada de feixe cônico, a estimativa da dose efetiva de treze (13) protocolos em mulheres e jovens e cálculo da dose absorvida no cristalino dos olhos e nos tecidos/órgãos sugeridos pela ICRP-103 para esses protocolos.

Nessa perspectiva, tratou-se de forma específica a avaliação dos parâmetros físicos de radiação dos equipamentos de TCFC analisados a partir da legislação vigente no País. Realizou-se a medição do produto kerma ar-área para todos os FOVs estudados e comparados a partir do tamanho do campo de visão ¹ (do Inglês, *Field of View*, FOV). Verificou-se a diferença do produto kerma ar-área, em relação à simetria do feixe de radiação e à técnica utilizada. Comparou-se a diferença das medições do kerma em função da forma de onda do feixe nos equipamentos que apresentam essa opção. Com isso, foi possível realizar medições de dose absorvida em um simulador antropomórfico feminino, com a utilização de dosimetria termoluminescente, nos protocolos selecionados para os equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico. Na sequência, discutiu-se a estimativa de dose efetiva para os protocolos estudados, estimando a diferença de dose efetiva entre os protocolos com o mesmo objetivo clínico de obtenção de imagem e dimensões geométricas do FOV, buscando identificar a contribuição individual, de cada tecido/órgão radiosensível estudado, para a dose efetiva. Concluída essa etapa, foi possível avaliar a dose efetiva do protocolo e dose absorvida em tecidos/órgãos em função da simetria do feixe de radiação, bem como estimar e comparar a dose absorvida nos tecidos/órgãos em relação ao objetivo da imagem clínica solicitada e às dimensões do FOV. Realizou-se a estimativa de dose efetiva para protocolos idênticos de mesmo equipamentos em localizações de imagens diferentes com a finalidade de calcular e discutir a dose absorvida no cristalino dos olhos para os 13 protocolos estudados.

¹ No texto a expressão “campo de visão” será expressa como FOV.

A tese foi dividida em três capítulos. No segundo capítulo apresentamos o referencial teórico, destacando a Tomografia na Odontologia. Na sequência, a temática da TCFC foi apresentada com um breve histórico da tomografia computadorizada de feixe cônico. Identificou-se as características estruturais gerais do tomógrafo computadorizado de feixe cônico e os princípios físicos, fazendo uma relação com a tomografia computadorizada. Em seguida estudou-se as grandezas dosimétricas que foram utilizadas neste estudo: kerma, produto kerma área, dose absorvida dose equivalente e a dose efetiva. Como instrumento para a realização das medições estudou-se sobre o simulador antropomórfico físico e a dosimetria termoluminescente, finalizando com o estado da arte da TCFC.

No capítulo 3 foram apresentados os materiais e os métodos utilizados para a realização desta tese. Foram descritos os equipamentos selecionados, os parâmetros de exposição deles e tipos de técnicas disponíveis nos equipamentos selecionados para este estudo. Neste capítulo também é descrita a caracterização dos dosímetros termoluminescentes, e a seleção das posições onde estes foram inseridos no simulador antropomórfico físico. É apresentada a descrição de como foi realizado o cálculo da dose absorvida e a estimativa da dose efetiva a partir dos fatores de ponderação da ICRP-103.

Quanto aos resultados de discussão deste estudo, Capítulo 4, primeiramente foram avaliados os parâmetros físicos dos equipamentos e sua conformidade em relação à legislação. Em seguida foi avaliado o produto kerma ar-área e a relação entre o kerma e o produto kerma ar-área, individualmente, para os equipamentos possíveis. Neste capítulo, também, foi discutida a contribuição individual dos órgãos / tecidos para a dose efetiva. A dose efetiva e a dose absorvida foram discutidas de acordo com o objetivo da imagem e da semelhança do tamanho do campo de radiação – FOV. Também abordou a dose efetiva de acordo com a técnica utilizada e a simetria do feixe de radiação. Este capítulo foi finalizado, comparando a dose efetiva em relação ao objetivo da imagem, para protocolos localizados ou de uma arcada dentária e avaliação da dose absorvida no cristalino.

A conclusão desta tese, evidencia os principais pontos levantados e apresentados, levantando temas para futuros trabalhos.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Desde a descoberta dos raios X e da obtenção de imagens radiográficas, o principal desafio era a obtenção de uma representação tridimensional a partir de imagens bidimensionais (BUZUG, 2008). Efetivamente, esta solução foi possível com a inserção da tomografia computadorizada em 1972, graças ao desenvolvimento dos computadores, da construção do primeiro protótipo de equipamento e da publicação dos primeiros resultados experimentais de Hounsfield (1973).

2.1 Tomografia na Odontologia

Na odontologia, a TC tornou-se ferramenta importante para a realização de implantes ósseos integrados. Para atender às necessidades do planejamento cirúrgico, é necessário um levantamento radiológico que permite a comprovação da forma da crista óssea, suas estruturas vizinhas e à quantidade e qualidade óssea na fase de planejamento do implante. Desta forma, introduziu-se na odontologia o uso da tomografia computadorizada. Inicialmente, os implantes dentários eram planejados utilizando equipamentos e protocolos de uso médico para obtenção da imagem radiológica. À medida que as técnicas de implantes dentários foram popularizadas, surgiu a oferta de módulos e protocolos, nos tomógrafos médicos, para atender ao planejamento odontológico de implantes (PASLER; VISSER, 2005), porém o preço do exame e a dose a que o paciente era exposto limitavam o acesso. A partir do surgimento da TC de feixe cônico, a quantidade de tomografias odontológicas aumentou consideravelmente.

2.2 Tomografia computadorizada de feixe cônico - TCFC

2.2.1 *História da tomografia computadorizada de feixe cônico*

No final da década de 1990, surgiu uma nova geração de tomógrafos destinados à odontologia. Mozzo e colaboradores (1998), em 1997, apresentaram o primeiro equipamento destinado à aquisição de imagens volumétricas para aplicações odontológicas baseado na técnica tomográfica de feixe cônico, o equipamento NewTom-9000 fabricado pela empresa *Quantitative Radiology*. Apesar de atualmente a maioria das unidades de TCFC serem semelhantes aos equipamentos de radiografia panorâmica, nos quais a imagem tomográfica é adquirida com o paciente em pé ou sentado (**Figura 2.1A**), o equipamento NewTom-9000 foi apresentado com semelhança ao tomógrafo computadorizado médico, no qual o paciente permanecia deitado em decúbito dorsal (**Figura 2.1B**).

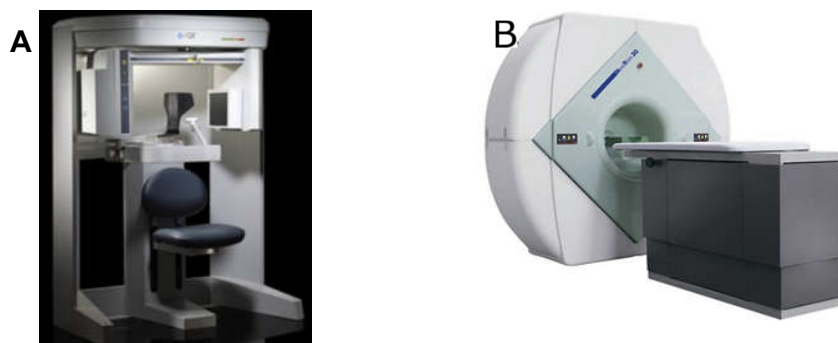


Figura 2.1– (A) i-Cat Next Generation. Modelo da maioria dos tomógrafos de feixe cônico comercializado atualmente. Neste modelo, a imagem é adquirida com o paciente sentado. Em algumas unidades, o paciente permanece posicionado em pé, na aquisição da imagem. (B) NewTom 3G. Este foi um dos primeiros tomógrafos computadorizados de feixe cônico comercializado para radiodiagnóstico odontológico. Neste modelo, a imagem é adquirida com o paciente em decúbito dorsal. Adaptado de Abramovitch e Rice (2014).

A mudança da aparência e estrutura física dos tomógrafos de feixe cônico passou por evoluções, ainda na década de 1990. Dois anos após o primeiro modelo, Arai e colaboradores (1999) apresentaram uma proposta de TC de feixe cônico, onde um equipamento (finlandês) de radiografia convencional panorâmica tem o local da película de introdução do filme substituído por um Intensificador de Imagem, II. Um modelo do tomógrafo de feixe cônico com intensificador de imagem é apresentado na **Figura 2.2**. Posteriormente foram utilizados Detectores de Carga Acoplada, CCD (do Inglês, *Charge-Coupled Device*). Nos anos 2000, objetivando a redução do preço e das dimensões físicas da estrutura do equipamento, além da melhora da geometria de varredura, evitando distorções geométricas na imagem adquirida, os II e CCD foram substituídos por detectores de tela plana, FDP (do Inglês, *Flat Panel Detectors*), **Figura 2.1A**. Os detectores de tela plana são menos complicados e de menor volume, quando comparados com II e CCD. Os detectores FDP compreendem uma grande área de *pixel* de matriz de transistores de silício amorfo, a-Si ou, recentemente, semicondutor de metal-óxido complementar, CMOS (do Inglês, *Complementary Metal Oxide Semiconductor*). Em ambas as tecnologias, os raios X são detectados indiretamente, por meio de um cintilador (Shaw, 2014; Scarfe et al, 2012).

Detectores cintiladores são materiais que, ao interagir com a radiação, apresentam características como:

- ✓ transformam a energia cinética da radiação incidente ou da interação do produto em luz detectável;
- ✓ produzam a luz proporcional à energia depositada;

- ✓ sejam transparentes ao comprimento de onda da luz visível que produz;
- ✓ tenham boa qualidade óptica com índice de refração próxima ao do vidro.

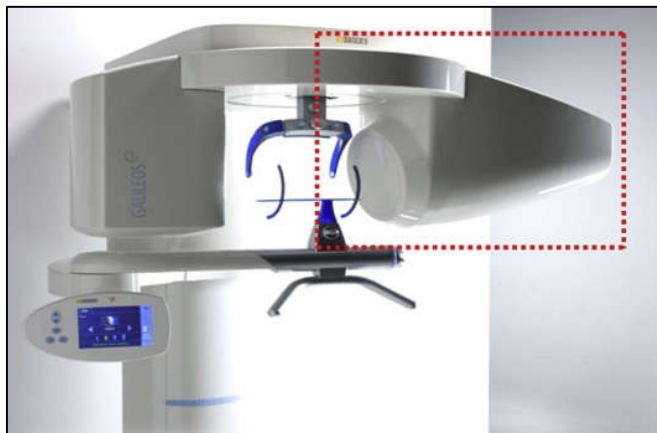


Figura 2.2– Equipamento de TCFC Galileos utilizando intensificador de imagem (II) - adaptado de Abramovitch, et al (2014). Os tomógrafos com intensificadores de imagem são maiores, além de mais sensíveis e susceptíveis à distorção de campo magnético. As imagens resultantes destes detectores também apresentam uma maior distorção das dimensões, quando afastadas do centro do detector.

Os detectores cintiladores mais utilizados nos equipamentos de TCFC (**Figura 2.2**) são iodeto de cério ativado com tálio $[CsI(Tl)]$ ou oxissulfeto de gadolínio ativado com térbio $(Gd_2O_2S:Tb)$. As principais vantagens destes cintiladores são o maior coeficiente de absorção, em relação à radiação gama e raios X, possibilidade de detectores mais compactos e resistência a choques e a vibrações. Outra diferença é o fato dos detectores II/CCD resultarem em “imagens de projeção” circulares, obtendo um volume esférico, e os detectores FDP, imagens retangulares, resultando em volumes cilíndricos. A grande maioria dos equipamentos, na atualidade, permitem obtenção de imagens em 2D e 3D, em vários planos.

Os equipamentos de TCFC são utilizados, principalmente, para visualização de estruturas ósseas. Não existe uma padronização da técnica (tensão, corrente, tempo de exposição, ângulo de giro) a ser utilizada para um paciente típico e nem da dose de radiação resultante para cada procedimento. A dose efetiva pode variar significativamente dependendo do equipamento ou da técnica utilizada, levando à necessidade de avaliar e quantificar a dose de radiação (PRINS et al, 2011; THEODORAKOU et al, 2012; ROTTKE et al, 2013).

2.2.2 Características estruturais gerais do tomógrafo computadorizado de feixe cônico

Atualmente, a arquitetura da maioria dos equipamentos de TCFC utilizados na odontologia, são similares aos equipamentos de raios X panorâmicos, conforme apresentado

na **Figura 2.3**. Dependendo do equipamento de TCFC, o paciente, na aquisição da imagem, pode ficar sentado ou em pé.

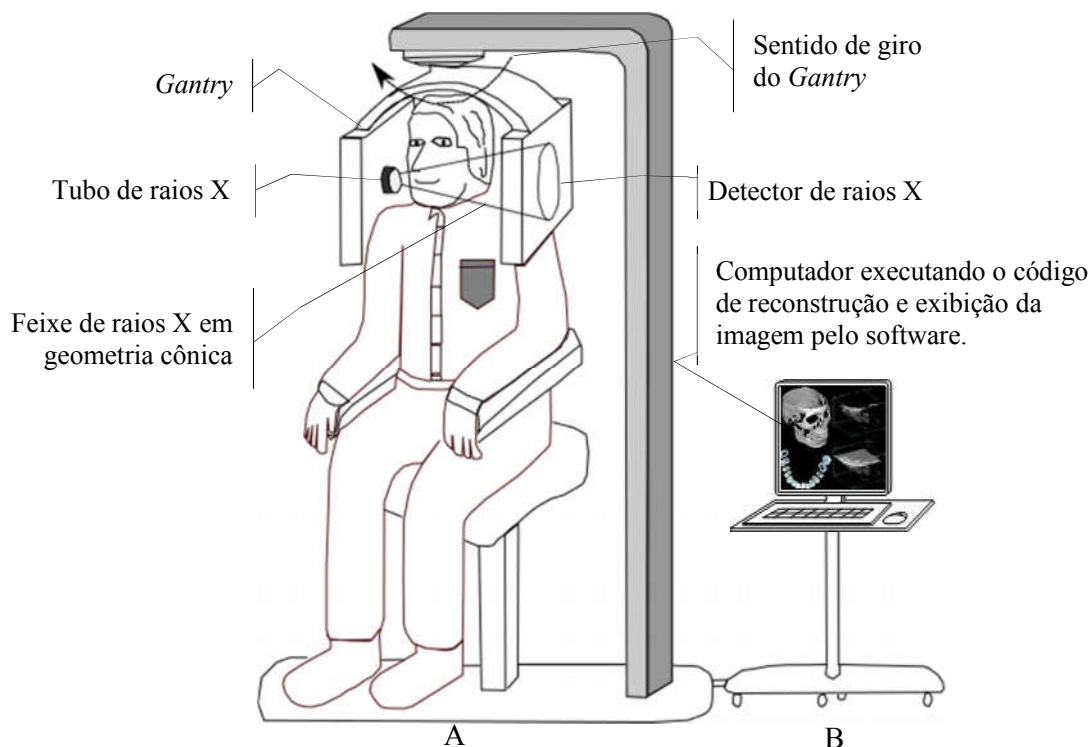


Figura 2.3 – Imagem estrutural do equipamento de TCFC. Adaptado de Blackwell e Sarment (2014). Nesta imagem o paciente está sentado, enquanto o tubo de raios X e o detector giram, diametralmente, em torno dele (A). O giro, geralmente, realizado é entre 180° e 360° . Durante o giro, as imagens recebidas pelos detectores são enviadas ao computador. No computador, por meio de um *software*, é realizada a reconstrução e a exibição da imagem do paciente (B).

Nesta **Figura 2.3**, o gantry, geralmente, em forma de C, gira em torno do indivíduo, em um trajeto circular disparando feixe de raios X em todo o campo de visão selecionado. No gantry, o tubo de raios X e o detector estão posicionados diametralmente opostos. O tamanho do raio do gantry – entre o detector e o tubo de raios X – depende do modelo e do fabricante, enquanto que a altura, em relação ao objetivo da imagem (no caso), o paciente, é ajustável mecanicamente, na maioria dos equipamentos.

Como em qualquer radiografia digital, o tomógrafo de feixe cônico exige um emissor de raios X, um objeto atenuador e um detector do sinal, o processamento da imagem e a exibição da imagem reconstruída. Assim, durante a rotação do gantry, é realizada uma varredura e diversas “imagens de projeção” são obtidas, **Figura 2.4** – entre 100 e 600 quadros – com intervalos angulares e tempo de exposição fixos. Tanto o ângulo de giro (entre 180° e 360°) quanto o tempo de exposição (entre 10 e 70 s) dependem do protocolo selecionado, do

modelo do equipamento ou do fabricante (LOUBELE et al., 2009; SCARFE et al., 2012). Essas imagens são gravadas em uma matriz de células detectoras e enviadas para o banco de dados do **computador**. Após o envio, o detector fica “limpo” para receber nova imagem. No computador, um **software** processa os dados, reconstruindo a imagem para a visualização pelo utilizador (**Figura 2.3B**). A reconstrução dura entre 10 e 40 s, dependendo do modelo do equipamento, do algoritmo e do fabricante (PRINS et al., 2011). Equipamentos que realizam escaneamento de toda a arcada dentária do paciente também apresentam imagens panorâmicas, em 2D.



Figura 2.4 – Ilustração de obtenção da imagem planar durante o exame de TCFC. Imagem adaptada do vídeo de divulgação da empresa *Sirona The Dental Company* (SIRONA, 2013).

O feixe de radiação é piramidal, ou na forma cônica, divergente e apontado para o centro da área de interesse. Ele é suficientemente largo para, em apenas um giro, adquirir todas as imagens desejadas para o campo de visão da região selecionada, comumente chamado de FOV. Na tomografia computadorizada de feixe cônico, o FOV é o tamanho do volume do objeto escaneado. Nos equipamentos atuais, o FOV, em relação ao painel plano, tem forma cilíndrica (**Figura 2.5A**), como já comentado, no centro do digitalizador, entre o tubo de raios-X e o detector. O tamanho do FOV depende do equipamento utilizado. Alguns equipamentos permitem a personalização do FOV e outros apresentam tamanhos fixos e pré-definidos (**Figura 2.5B**). Por exemplo, dos equipamentos utilizados neste estudo, nos equipamentos CS 9000 3D e o ProMax 3D o tamanho do FOV é fixo, não sendo possível a alteração, enquanto que para o equipamento Gendex GXCB 500, o tamanho do FOV é ajustável. O tamanho do FOV pode ser estabelecido por **colimação física** – com colimadores do equipamento que limitam a altura e/ou diâmetro do feixe de radiação no tubo – ou **colimação eletrônica** – os dados do detector fora do volume especificado são deletados. Uma desvantagem da colimação eletrônica é uma maior quantidade de ruído, menor contraste e o aumento de exposição ao paciente. Todos os equipamentos estudados neste trabalho utilizam

FOV de colimação física. O FOV é, geralmente, expresso em altura (H) e diâmetro (D). De forma geral, quanto maior a possibilidade do tamanho do FOV no equipamento, maior o custo dele, devido ao tamanho do detector e do valor da tensão, por causa da necessidade de imagens de regiões mais densas do crânio para avaliações ortognáticas e ortodônticas (ABRAMOVITCH and RICE, 2014; BLACKWELL and SARMENT, 2014; SCARFE et al., 2012).

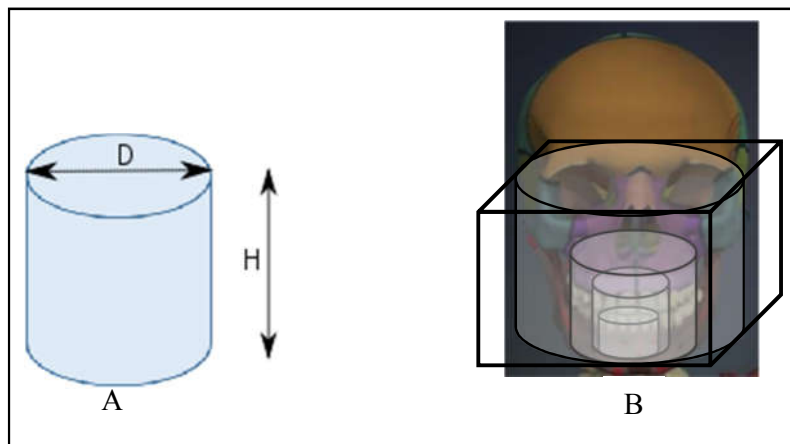


Figura 2.5 – (A) e (B) Forma característica do FOV para a TCFC atuais; (B) Diferentes opções de tamanho de FOV. Adaptado de Abramovitch e Rice (2014).

O tomógrafo de feixe cônico apresenta reconstrução multiplanar, sendo o corte axial a reconstrução primária e cortes coronal e sagital, secundárias (**Figura 2.6**). É possível obter outras secções transversais em ângulos arbitrários, que podem ser exibidos, a depender do *software* e do algoritmo disponível. *Softwares* terceirizados utilizam linguagem DICOM (do Inglês, *Digital Imaging and Communications in Medicine*).

Na **Figura 2.6**, pode-se observar que a imagem axial é circular e as imagens sagital e coronal são retangulares devido ao volume formado pelo FOV, durante a execução do exame, formar um cilindro.

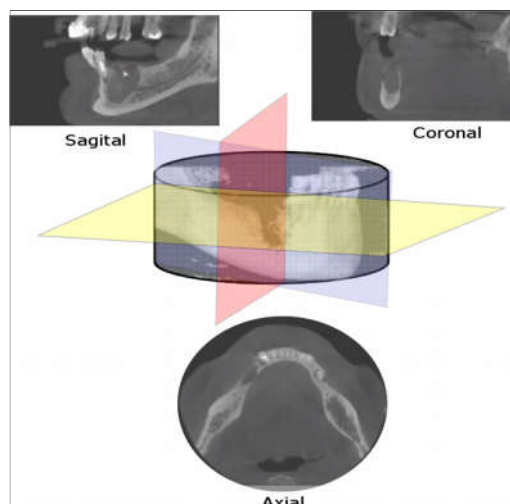


Figura 2.6– Imagens apresentadas pelo tomógrafo de feixe cônico após a reconstrução digital.

2.2.3 Princípios físicos da tomografia computadorizada de feixe cônico

2.2.3.1 Aquisição de dados

A ideia básica da formação da imagem na TCFC é a mesma da TC, ou seja, parte do fato que um feixe de fótons, ao atravessar qualquer parte do corpo humano, carrega informações dos constituintes que atravessa. Assim, a partir da teoria formulada pelo matemático J. H. Radon (1917), de que um objeto tridimensional poderia, matematicamente, ser reconstruído a partir de um conjunto infinito de projeções, Hounsfield (1973) apresentou uma proposta de aquisição de imagem, incidente ao objeto volumétrico, com detectores opostos ao feixe e que capta o sinal dos fótons atenuados, à medida que são emitidos pelo tubo de raios-X, em vários pontos e ângulos em relação ao objeto (MIRACLE; MUKHERJI, 2009).

O primeiro passo para a obtenção da imagem na TC é a aquisição de dados, varredura. A varredura ocorre quando os detectores coletam a intensidade de radiação transmitida através do paciente, em cada ângulo determinado e conhecido. Em seguida são realizadas as medições de atenuação, ou seja, é determinada a razão entre a intensidade dos feixes de raios X que saem do tubo e a intensidade que chega aos detectores. Os valores das medições de atenuação de cada ângulo são enviados para o computador, para posteriormente serem utilizados para a reconstrução da imagem (SEERAM, 2009).

Sabe-se que os feixes de tomógrafo de uso clínico são polienergéticos, e o meio que o feixe de radiação atravessa é heterogêneo. Porém, para um melhor entendimento, considere,

inicialmente, um feixe estreito de fótons monoenergéticos, que atravessa uma espessura uniforme de material homogêneo (**Figura 2.7**). Este feixe sofre uma atenuação que satisfaz a Lei de Lambert-Beer, **Equação 2.1**.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad \text{Equação 2.1}$$

onde I é a intensidade transmitida; I_0 é a intensidade inicial, antes de atravessar o material absorvedor; μ é o coeficiente de atenuação linear e x é a espessura do absorvedor.

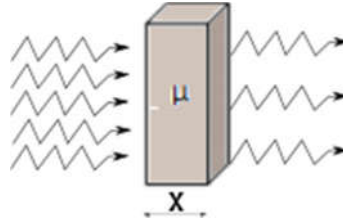


Figura 2.7 – Representação de feixes monoenergéticos de raios X atravessando um objeto homogêneo.

Na tomografia, os valores de I e I_0 são conhecidos. O valor de x pode ser estimado. Considerando um meio homogêneo, é facilmente possível calcular o valor de μ aplicando o logaritmo da razão I/I_0 (**Equação 2.2**).

$$\mu = x \cdot \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) \quad \text{Equação 2.2}$$

Considera-se agora que o feixe de raios X atravessa duas regiões com coeficientes de atenuação diferentes, μ_1 e μ_2 , e espessuras x_1 e x_2 . A transmissão dos raios X é (**Equação 2.3**):

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2)} \quad \text{Equação 2.3}$$

Se houver n regiões com diferentes coeficientes de atenuação lineares ao longo do caminho do feixe de radiação, como apresentado na **Figura 2.8**, tem-se a **Equação 2.4**.

$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i x_i} \quad \text{Equação 2.4}$$

onde $\sum_{i=1}^n \mu_i x_i = \mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \dots + \mu_n x_n$.

Fazendo $x_1 = x_2 = x_3 = \dots = x_n = x$. Assim, a **Equação 2.4** ficará:

$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n (\mu_i x)} \quad \text{Equação 2.5}$$

Considera-se que, para simplificar, na **Figura 2.8**, o feixe de radiação foi considerado em apenas uma direção, nessa primeira projeção; o computador calculará uma média do coeficiente de absorção linear. Para se ter o quanto vale cada atenuação individual, o cálculo deve ser realizado em várias projeções diferentes, em vários ângulos.

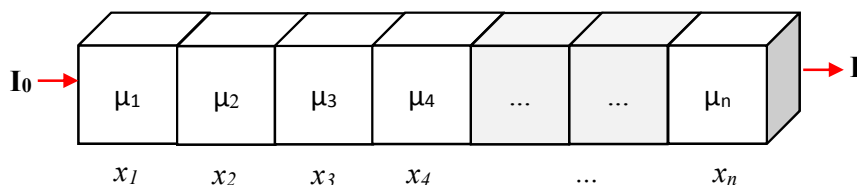


Figura 2.8 – Representação esquemática de uma imagem dividida em n elementos de volume de espessura x de um objeto heterogêneo. Para simplificar, foi apresentado o feixe incidente em apenas uma direção.

Além do feixe de raios X ser polienergético, o corpo humano apresenta secções heterogêneas. Assim, quando um feixe de raios X atravessa qualquer secção, irá interagir com diferentes componentes sofrendo diferentes atenuações. O corpo humano é considerado um volume composto de um grande número de pequenos elementos de igual tamanho e com coeficiente de atenuação constante. O logaritmo da razão I/I_0 é proporcional à soma dos coeficientes de atenuação lineares de todos os elementos que o feixe de raios X atravessa.

Para se determinar a atenuação de cada elemento interno, o sistema executa um giro completo em torno da região, as estruturas internas atenuam o feixe de raios X de acordo com seus respectivos valores do coeficiente de atenuação linear, ou seja, de acordo com o número atômico e a densidade. A partir de um grande número de aquisições em distintas direções é gerado um sistema de equações. A imagem digital tridimensional, do objeto estudado, é obtida a partir da resolução desse sistema de equações, mediante algoritmos de reconstrução e sistemas de tratamento de dados.

Contudo, os feixes de uso clínico são polienergéticos. Portanto, na prática, ao invés de valores pontuais da atenuação linear, obtém-se valores, da atenuação linear, representativos da faixa de energia percorrida. Assim, integrando a **Equação 2.5** em toda a faixa de energia E em todas as intensidades I_0 , tem-se a **Equação 2.6**:

$$I_j = \int I_{0j}(E) e^{\sum_i (-\mu(E) d_{i,j})} dE \quad \text{Equação 2.6}$$

onde E é a energia dos fótons.

2.2.3.2 Voxel (elemento de volume)

A menor unidade de volume reconstruída é o *voxel* (do Inglês, *Volume element*). Cada *voxel* possui uma absorção característica e é representado em imagem bidimensional chamada de *pixel* (do Inglês, *Picture element*). O coeficiente de atenuação representado em um *pixel* é a média de todos os coeficientes de atenuação dos materiais contidos no correspondente *voxel*. O tamanho do voxel é a principal influência sobre a resolução da imagem.

A cada *pixel* da imagem reconstruída atribui-se um número, chamado número de TC, ou número de Hounsfield. Esse número é relacionado ao coeficiente de atenuação do *voxel* correspondente. Os números de TC para cada material e para cada energia são relativos, tomando-se o coeficiente de atenuação da água como referência. Normalmente o número de TC é referenciado a uma escala de cinza e é expresso em unidades de Hounsfield, UH.

Até o momento, os fabricantes não introduziram a escala padrão de cinza nos equipamentos de TCFC (SCARFE et al., 2012).

2.2.3.3 Diferenças entre TC e TCFC

Como observado, o princípio físico de formação da imagem da tomografia computadorizada de feixe cônico, TCFC, não mudou em relação à TC (MIRACLE; MUKHERJI, 2009). Porém, algumas diferenças são fundamentais entre os exames de TCFC e TC. São elas (ABRAMOVITCH; RICE, 2014; LENGUAS et al., 2010; LOUBELE et al., 2009; SCARFE et al., 2012):

- I. *Detectores de radiação e geometria do feixe de radiação (Figura 2.9)* - A TCFC consiste em uma matriz bidimensional de detectores, enquanto que a TC utiliza uma matriz unidimensional de detectores. Mesmo em equipamentos modernos de tomografia computadorizada, onde o feixe de radiação é tão largo quanto na TCFC, como sistemas tomográficos de múltiplos detectores, o sistema de detecção é formado por várias matrizes unidimensionais de detecção. Com essa diferença de detectores, apresenta-se a principal diferença entre os dois equipamentos: a geometria do feixe.

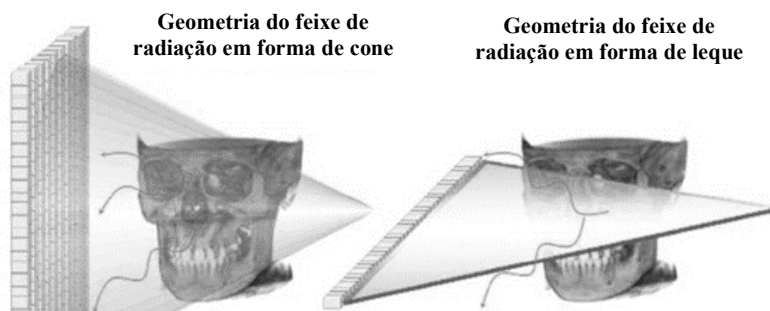


Figura 2.9 –Diferença de geometria dos feixes utilizados na tomografia de feixe cônico e tomografia de feixe em leque. Adaptado de Scarfe e colaboradores (2012).

- II. *A isotropia dos elementos de volume, voxel (Figura 2.10)* – Na TC os elementos de volume são definidos pela colimação do feixe de raios X e movimento do paciente pelo avanço da mesa no *gantry*, resultando em *voxels* anisotrópicos ($\text{altura} = \text{largura} \neq \text{profundidade}$). Como tomógrafos com *voxels* anisotrópicos, a profundidade do *voxel* é dependente da espessura do feixe, o que limita a exatidão nas imagens reconstruídas no plano sagital. Na TCFC, devido à aquisição de dados depender do tamanho do *pixel* do detector de área, os *voxels* são isotrópicos permitindo medições geometricamente precisas em qualquer plano, ou seja, na TCFC a dimensão do *voxel* depende do tamanho do *pixel* na área do detector. Esta propriedade é fundamental para o planejamento de implantes dentários permitindo ao radiologista visualizar imagens nos três planos ortogonais e com precisão nas medições.

Além da isotropia na imagem, o tomógrafo de feixe cônico apresenta uma boa acurácia da imagem. Assim, os tomógrafos computadorizados de feixe cônico reproduzem imagens com *voxel* entre $0,076 \text{ mm}^3$ e $0,400 \text{ mm}^3$ para imagem em 3D. Consequentemente, para os planos (axial, coronal e sagital), é possível obter uma resolução espacial precisa para obter medições precisas, em todos os planos, da região de interesse. Essa característica permite a medição das dimensões, com precisão, pelo profissional de odontologia. Quando comparado com a TC helicoidal, por exemplo, a área do *voxel* pode chegar a $0,625 \text{ mm}^2$. Porém, a qualidade da imagem da TC é mais apurada para tecidos moles, quando comparada com a TCFC, principalmente, devido ao espalhamento do feixe ser maior na TCFC.

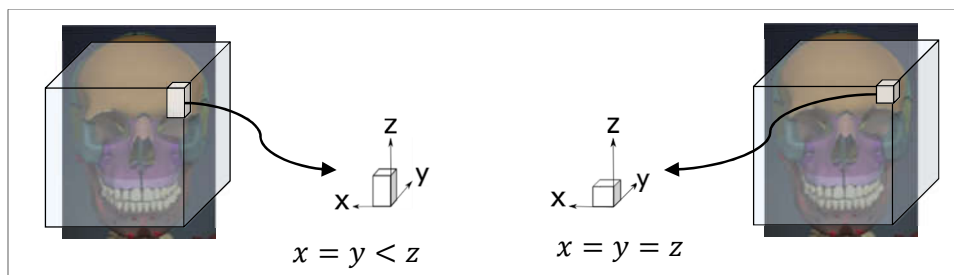


Figura 2.10 – Comparação do elemento de volume obtido em uma imagem tomográfica isotrópica (à esquerda) e anisotrópica (à direita). Adaptado de Scarfe e colaboradores (2012).

- III. *Tamanho do equipamento* – os equipamentos de TCFC são compactos, utilizando menores espaços, quando comparados à TC. Desde os primeiros equipamentos de TCFC para odontologia, eles foram projetados para serem facilmente ajustados em clínicas odontológicas;
- IV. *Preço*– o tomógrafo de feixe cônico tem um preço equivalente a $\frac{1}{4}$ (um quarto) do preço de um tomógrafo computadorizado médico;
- V. *Tempo de aquisição de exame* – tanto em relação à realização do exame, quanto em relação à reconstrução digital, a obtenção de imagem de TCFC é mais rápida que a TC. Para a realização da TCFC não é necessária *workstation*;
- VI. *Sobreposição da imagem* – as imagens de TCFC não apresentam sobreposição de imagem e reduzem em distorção;
- VII. *Eficiência do tubo* – os equipamentos de TCFC apresentam uma maior eficiência do tubo de raios X;
- VIII. *Parâmetros físicos de exposição* – os equipamentos de TC, mesmo sendo de diferentes fabricantes, apresentam parâmetros físicos (tensão, corrente, tempo de exposição, energia) semelhantes, assim como a energia efetiva do feixe; enquanto que os equipamentos de TCFC apresentam poucas semelhanças entre os equipamentos com o mesmo objetivo de obtenção de imagem;
- IX. *Qualidade da imagem* – principalmente em FOVs maiores, a qualidade da imagem é a maior desvantagem da TCFC, sobretudo em relação ao ruído e à resolução de contraste, quando comparada com a TC. Esse fato é devido ao feixe ser largo e isto aumenta a detecção, pelo sensor, da radiação espalhada.
- X. *Artefatos* – em restaurações metálicas, a TCFC apresenta menos artefatos que a TC. Contudo, em alguns equipamentos, por realizarem poucas “imagens de base”

(imagens em 2D para reconstrução digital), a imagem apresenta maior número de ruído e mais artefatos, sendo necessária a correção pelo algoritmo do *software*.

2.3 Grandezas dosimétricas

Grandezas dosimétricas são utilizadas para avaliar e quantificar a exposição de humanos e outros seres vivos à radiação ionizante. Eles servem para descrever uma relação de dose-resposta dos efeitos da radiação, fornecendo estimativas para a proteção radiológica (ICRP-103, 2007). Neste item, serão abordadas apenas as grandezas dosimétricas relacionadas à radiologia odontológica extrabucal, em que o detector de radiação é posicionado externamente ao paciente, mais especificamente da tomografia computadorizada de feixe cônico, que é o objeto de estudo desse trabalho.

As grandezas dosimétricas, neste caso, kerma, produto kerma ar-área e dose absorvida, levam em conta as condições em que a medição foi realizada – ar, paciente ou simulador – e o meio em que foram expressas – ar, pele do paciente ou tecido/órgão. Ao considerar o indivíduo (ou simulador), elas podem ser avaliadas localmente, para uma região ou órgão/tecido do corpo levando em consideração apenas a quantidade de radiação absorvida pelo meio, *dose absorvida*; ou avaliando adequadamente a eficácia biológica das diferentes radiações, aplicando o fator de ponderação de acordo com a radiação, obtendo-se a *dose equivalente*. Somando a dose equivalente dos órgãos e tecidos, e ponderando a sensibilidade de cada um, obtém-se a *dose efetiva* (ICRP-103, 2007). Segundo o organismo regulador, Comissão Nacional de Energia Nuclear, CNEN, kerma, produto kerma no ar-área e dose absorvida são definidas como grandezas dosimétricas e dose equivalente e dose efetiva como grandezas limitantes e são de uso oficial no País (MATTOS et al, 2011).

Para definir as grandezas de dose absorvida, dose equivalente e dose efetiva será utilizado o documento ICRP-103 (2007).

2.3.1 Kerma e Produto Kerma no Ar-Área

Kerma, K , (do Inglês *kinetic energy released per unit of mass*) ou energia cinética liberada por unidade de massa, é definido como a energia transferida, por radiação indiretamente ionizante tais como fótons e nêutrons, por unidade de massa para um determinado volume dV com massa dm , expresso na **Equação 2.7**.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad \text{Equação 2.7}$$

onde E_{tr} é a soma das energias cinéticas de todas as partículas carregadas liberadas por partículas sem carga. Essa transferência de energia é realizada pela liberação e atenuação de partículas carregadas secundárias. Kerma é uma grandeza não estocástica, uma vez que E_{tr} é o valor esperado resultante da soma das energias das partículas carregadas. No Sistema Internacional, SI, A unidade de K é o J/kg e recebe um nome especial gray, Gy. $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

Na radiologia convencional, determina-se o kerma no ar na superfície de entrada no eixo central do feixe de radiação, na distância foco-pele, sem a presença do paciente ou do simulador. Este valor é chamado de kerma incidente, K_i .

A **Equação 2.8** apresenta a definição do kerma no ar na superfície de entrada, K_{ar} , ou seja, o valor do K_i multiplicado pelo fator de retroespalhamento, **B**.

$$K_{ar} = BK_i \quad \text{Equação 2.8}$$

A verificação dos níveis de referência na radiologia diagnóstica é realizada utilizando-se a dose absorvida no ar de superfície de entrada na pele (MS, 1998). Sabe-se que o kerma no ar, K_{ar} , e a dose absorvida no ar - sem o simulador ou o paciente - têm o mesmo valor numérico no intervalo de energia típico em que os tomógrafos de feixe cônico trabalham (IAEA, 2007). Assim, para calcular a dose absorvida, admitindo a presença do simulador ou do paciente, a radiação retroespalhada deve ser considerada. Assim, da **Equação 2.8**, $K_{ar} = D$.

Outra grandeza utilizada em radiologia convencional é produto kerma no ar-área, P_{KA} . O P_{KA} , apresentado na **Equação 2.9**, é a integral do kerma ar sobre a área do campo de radiação perpendicular à incidência do feixe de raios X (IAEA, 2007).

$$P_{KA} = \int_A K(x,y) dx dy \quad \text{Equação 2.9}$$

O P_{KA} pode ser medido em qualquer distância entre a posição do paciente e o tubo de raios-X de raios X, pois esta grandeza apresenta a propriedade de ser invariante em relação à distância. Esta propriedade é compreendida ao levar em consideração que o valor do kerma é reduzido pelo inverso do quadrado da distância, ou seja, conforme a área aumenta, o kerma

diminui na mesma proporção. Porém, esta invariância com a distância depende da condição de medição e só é verificada quando as contribuições da radiação extra focal e as interações com o ar são desprezíveis (IAEA, 2007).

Assumindo $K(x,y)$ constante em toda área do campo de radiação tem-se:

$$P_{KA} = K \int_A dx dy = KA \quad \text{Equação 2.10}$$

Nesse trabalho, o P_{KA} foi medido na saída do feixe de radiação, com a câmara de transmissão fixada no tubo. A unidade de P_{KA} , no SI, é Gy.m².

2.3.2 Dose absorvida

Na radiobiologia, radiologia clínica ou radioproteção, a dose absorvida, D , é a grandeza física usada para todos os tipos de radiação ionizante, em qualquer meio e geometria de irradiação. Ela é derivada do valor médio da quantidade de energia transmitida, E_T .

Apesar de ser definida em qualquer ponto do campo de radiação, o seu valor é obtido a partir da razão do quociente da energia média transmitida, $d\overline{E_T}$, e de uma média de elemento de massa, dm , conforme apresentado na **Equação 2.11**.

$$D = \frac{d\overline{E_T}}{dm} \quad \text{Equação 2.11}$$

No sistema internacional, SI a dose absorvida é J kg⁻¹ e seu nome especial é gray (Gy).

2.3.3 Dose equivalente e dose efetiva

Para especificar os valores de exposição para as grandezas limitantes, garantir que a incidência de dose seja tão baixa quanto o necessário, definiu-se as doses de radioproteção: dose equivalente e dose efetiva. Tanto a dose equivalente quanto a dose efetiva não são diretamente mensuráveis. Neste estudo, o principal objetivo na utilização da dose efetiva é avaliar as exposições relacionadas a uma população exposta a um particular procedimento, ou seja, comparar protocolos de exame. A dose efetiva não tem por base valores de dose para um indivíduo específico, e sim para uma pessoa padrão ou um grupo. Os fatores de ponderação são selecionados como valores médios, adimensionais, de ambos os gêneros.

Para definir a dose equivalente, H_T , o tipo de radiação é levado em consideração. Esta grandeza trata da equivalência de doses de diferentes radiações que provocam o mesmo efeito biológico. Da **Equação 2.12**, a dose equivalente é definida como:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad \text{Equação 2.12}$$

onde, $D_{T,R}$ é a dose absorvida no órgão T quando recebe a radiação R e w_R é o fator de ponderação da radiação R . No caso da radiação X , $w_R = 1 \text{ Sv/Gy}$. Assim, nesse estudo, ao calcular a dose equivalente de um órgão, estará sendo calculada, numericamente, a dose absorvida. A unidade de medida da dose equivalente, J.kg^{-1} , é sievert (Sv).

Para avaliar a probabilidade de danos para a saúde em baixas doses de radiação ionizante, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) propôs uma grandeza teórica, a dose efetiva, em 1977, sendo este conceito reformulado em 1990 (ICRP-60, 1990) e 2007 (ICRP-103, 2007). A dose efetiva, E , é definida por uma soma ponderada das doses equivalentes de tecidos, **Equação 2.13**:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad \text{Equação 2.13}$$

onde w_T é o fator de ponderação para tecido e órgãos, **Tabela 2.1** e H_T é a dose equivalente média no tecido ou órgão. A unidade de medida da dose efetiva é J.kg^{-1} , chamada sievert (Sv).

Tabela 2.1– Fatores de Ponderação do tecido listados na ICRP-103(2007).

| Órgão/Tecido | Fator de ponderação |
|--------------------------------|---------------------|
| Gônadas | 0,08 |
| Medula Óssea | 0,12 |
| Cólon | 0,12 |
| Pulmão | 0,12 |
| Estômago | 0,12 |
| Bexiga | 0,04 |
| Mama | 0,12 |
| Esôfago | 0,04 |
| Tireoide | 0,04 |
| Pele | 0,01 |
| Superfície óssea | 0,01 |
| Cérebro | 0,01 |
| Gandulas salivares | 0,01 |
| Tecidos restantes ^a | 0,12 |

^a Tecido adiposo, supra-renais, vias extratorácicas, região vesícula, coração, rins, gânglios linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero / colo do útero.

Neste trabalho, a dose efetiva foi obtida a partir da medição de dose absorvida em cristais termoluminescentes inseridos em um simulador antropomórfico feminino.

2.4 Simulador Antropomórfico Físico

Para analisar o risco associado à exposição à radiação ionizante de um paciente submetido a exame radiológico, é preciso determinar a dose absorvida nos órgãos/tecidos. Com a impossibilidade de realizar medições *in-vivo* em órgãos internos, deve-se recorrer a técnicas alternativas, como o uso de simuladores antropomórficos, que permitem a estimativa de dose para um paciente padrão.

O simulador utilizado neste estudo foi o Alderson Radiation Therapy, que, junto com sua versão anterior denominada Alderson Randon, são utilizados há mais de 30 anos como objetos simuladores do corpo humano. Ele é constituído de um esqueleto humano envolvido por uma resina, com propriedades químicas e físicas semelhantes ao tecido mole, ao pulmão e ao osso. O simulador Alderson feminino, **Figura 2.11A**, fabricado pela Radiology Support Devices, possui aproximadamente 155 cm de altura e 50 kg de peso. O tronco e a cabeça estão estruturados em 31 seções transversais com 2,5 cm de espessura cada. O simulador Alderson masculino (**Figura 2.11B**) possui aproximadamente 175 cm de altura e 73,5 kg de peso, está estruturado em 34 seções transversais com 2,5 cm de espessura. Nas fatias, de ambos os simuladores, existem diversos orifícios preenchidos com tarugos de 7 mm de diâmetro cada um. Esses tarugos podem ser substituídos por outros preparados para inserir dosímetros termoluminescentes de $1 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3$, conforme apresentado na **Figura 2.12**. Estes tipos de simuladores são fabricados em tecido equivalente de acordo com normas internacionais, como exemplo, aquelas estabelecidas pela ICRU *Publication 44 (International Commission on Radiation Units and Measurements)*, 1989 (ICRU-44, 1989).

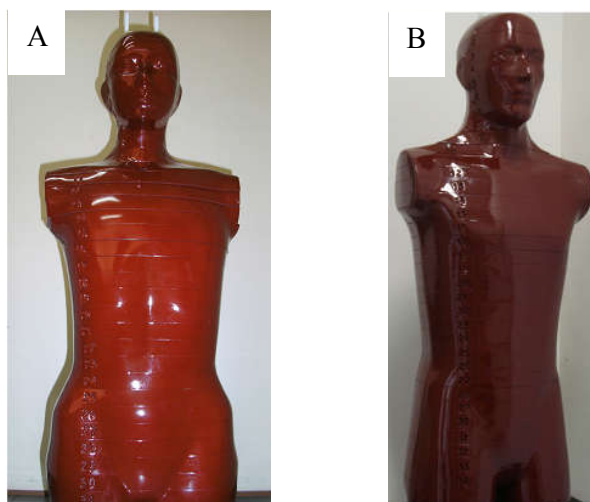


Figura 2.11 – (A) Objeto simulador antropomórfico físico – Alderson feminino. (B) Objeto simulador antropomórfico físico – Alderson masculino.

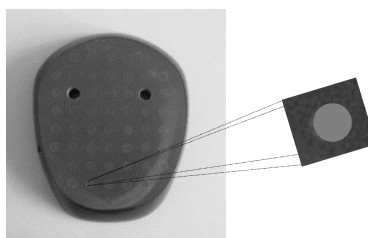


Figura 2.12 – Fatia do simulador Alderson feminino com diversos tarugos com 7 mm de diâmetro, utilizados para serem inseridos dosímetros no local de interesse.

2.5 Dosimetria Termoluminescente

A termoluminescência é um fenômeno no qual um determinado material, previamente excitado, emite luz após a aplicação de energia térmica. A luz emitida por um cristal termoluminescente, TL, além de poder ser medida, é proporcional à quantidade de energia absorvida, ou seja, é proporcional à dose de radiação recebida. Esse processo de quantificação da luz emitida pelo material TL após ser irradiado é denominado dosimetria termoluminescente.

A melhor forma de compreender a termoluminescência é utilizando o modelo das bandas de energia da teoria dos sólidos (CAMERON et al, 1969). Considere-se um cristal à temperatura de zero absoluto (0 K). Nessa temperatura, todos os níveis de energia abaixo da energia de Fermi estão preenchidos (banda de valência). Os níveis permitidos, acima do nível de Fermi estão vazios (banda de condução). Entre a banda de valência e a banda de condução, há a banda proibida, cujo o estado energético não permite elétrons. A profundidade da banda

proibida define se o cristal é um condutor (menor banda proibida), um semiconductor (banda proibida intermediária) ou um isolante (maior banda proibida). Os materiais isolantes e semicondutores são os que apresentam propriedades termoluminescentes, com essas três bandas bem definidas, como apresentado na **Figura 2.13**. É altamente improvável, nestes materiais, a migração de elétrons da banda de valência para a banda de condução à temperatura ambiente, sem fornecimento externo de energia. À medida que a temperatura vai aumentando, $T > 0$ K, os elétrons vão se excitando, até atingirem uma energia determinada para serem “promovidos” para a banda de condução. Esse processo, probabilístico, depende da temperatura e da largura da banda proibida (CAMERON et al, 1969; McKINLAY, 1981).

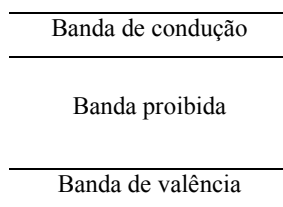


Figura 2.13 – Modelo da banda de energia de um cristal ideal.

Quando se realiza a adição controlada de impurezas, ou defeitos, na rede cristalina, pode-se dar origem a estados intermediários de energia na zona proibida, sendo assim acessíveis aos portadores de carga – elétrons e buracos.

A função destes estados intermediários é aprisionar o elétron ou o buraco até que seja fornecida energia externa que possibilite a liberação destes (**Figura 2.14**).

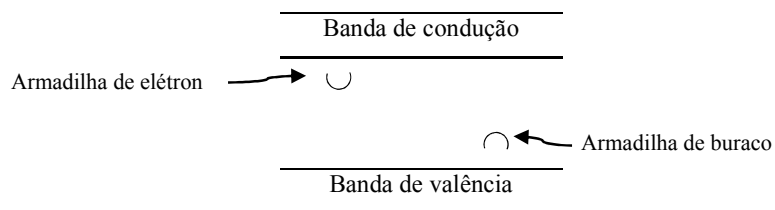


Figura 2.14 – Representação da estrutura de bandas nos sólidos, mostrando a banda de condução e banda de valência. Entre essas bandas, tem a banda proibida. Na banda proibida foram inseridas impurezas, ou defeitos, criando armadilhas para elétrons e buracos, obtendo-se novos níveis de energia permitidos. Adaptado de Cameron (CAMERON et al, 1969).

Quando um cristal, a uma temperatura T , é exposto à radiação, é fornecida energia, possibilitando a “promoção” de elétrons da banda de valência para a banda de condução. Devido à presença dessas armadilhas no cristal, alguns desses elétrons, alguns, ficam

aprisionados nos níveis intermediários de energia. O número destes elétrons aprisionados é proporcional à dose, ou seja, à energia fornecida.

A forma de resgatar essa informação, sobre a proporcionalidade entre o número de elétrons aprisionados e a dose, é por meio do fornecimento de energia térmica ao cristal. Os elétrons, ao retornarem à banda de valência emitem luz. Quantificando essa intensidade luminosa, alcança-se o objetivo, inicial, de quantificar a dose. A **Figura 2.15** ilustra, hipoteticamente, como esse processo acontece em um cristal termoluminescente, TL. Nele o centro de emissão pode ser tanto a armadilha do elétron quanto a armadilha do buraco. Em (A), quando o cristal é exposto à radiação, o elétron e o buraco “movem-se” para as armadilhas. Quando o cristal é aquecido: no esquema (B), o elétron aprisionado se recombina com uma armadilha de buraco e emite luz; ou em (C), a armadilha buraco recebe energia suficiente para se recombinar com o elétron e emitir luz. Em uma situação real, muitas armadilhas de buracos e elétrons são produzidas. Como dito anteriormente, a emissão de luz é proporcional à energia recebida no momento do aprisionamento (CAMERON et al, 1969).

O dosímetro termoluminescente, TLD, usado neste trabalho é feito de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio, LiF: Mg, Ti, comercialmente denominado Harshaw TLD-100.

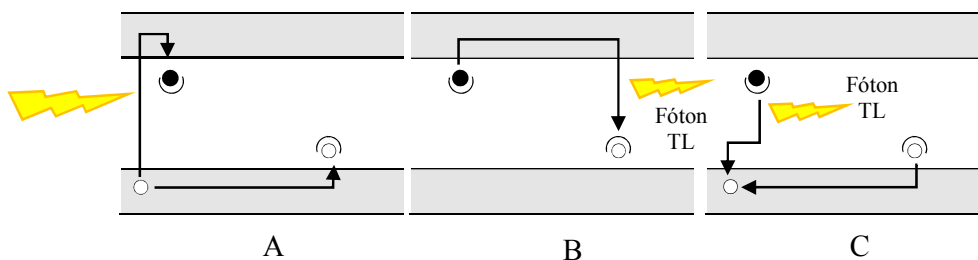


Figura 2.15 – Representação dos níveis de energia em um cristal TL após a irradiação. (A) – Exposição; (B) – emissão de luz durante o aquecimento quando a armadilha de buraco é o centro de emissão; (C) – emissão de luz quando a armadilha de elétron é o centro de emissão. Adaptado de Cameron e colaboradores (1969).

2.6 O Estado da Arte

A radiologia diagnóstica tem incorporado significativas transformações nos últimos anos, desde o surgimento de novas tecnologias, principalmente computacional, a novos detectores, que possibilitaram novas modalidades diagnósticas. Na radiologia odontológica, não foi diferente. A TCFC é, seguramente, uma das mais importantes tecnologias

desenvolvidas para esta área do diagnóstico por imagem. Desde o primeiro protótipo para a radiologia odontológica, a TCFC tem se tornado um método indispensável no diagnóstico de várias modalidades e procedimentos radiológicos dentários (PAUWELS et al., 2012a; ROTTKE et al., 2013). Antes da TCFC ser projetada para radiologia odontológica, no fim da década de 1990 (MOZZO et al., 1998), ela era utilizada na radioterapia, radiologia intervencionista e industrial, porém, com um design diferente.

No início dos anos 2000, rapidamente, essa tecnologia se popularizou no meio odontológico, principalmente por ser uma alternativa à Tomografia Computadorizada de uso médico, além de seu procedimento resultar em imagens volumétricas e imagens planas (panorâmicas). Com o advento dessa tecnologia, alguns estudos comparativos entre a dose efetiva do TCFC, TC e equipamento panorâmicos começaram a ser desenvolvidos e publicados.

Os primeiros estudos dosimétricos foram apresentados por Ludlow e colaboradores (2003), utilizando dosimetria termoluminescente e simulador antropomórfico. Em seus estudos, os autores apresentaram comparações de dose efetiva entre equipamentos de TCFC e panorâmico, chegando à conclusão de que o tomógrafo de feixe cônico avaliado no estudo apresentava dose efetiva de 2 a 4 vezes maior que os equipamentos panorâmicos. Outros estudos, seguindo a mesma linha surgiram, Schulze e colaboradores (2004) apresentaram a comparação entre o TCFC e TC, e concluíram que os níveis de dose do TCFC são maiores do que os níveis da radiologia convencional e menores do que a da TC.

Em 2005, Helmrot e Carlsson (2005) apresentaram uma proposta de avaliar os níveis de referência em radiodiagnóstico odontológico utilizando o produto kerma no ar-área (P_{KA}) para todas as modalidades. Nessa mesma linha Lofthag-Hansen e colaboradores (2008), apresentaram um estudo que buscou avaliar a dose efetiva no equipamento de TCFC utilizando o índice de dose de TC (CTDI) e o produto kerma no ar-área (P_{KA}). Eles chegaram à conclusão que o P_{KA} é o melhor método de determinar a dose efetiva e levantaram a necessidade de desenvolver fatores de conversão específicos para a TCFC. Os estudos seguintes continuaram caminhando no sentido de comparar a TCFC com outras modalidades já estabelecidas, como a radiologia panorâmica e a tomografia computacional.

A partir do ano de 2007, dentro da consolidação da TCFC no meio odontológico, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica atualizou (modificando) seus fatores de ponderação, com a ICRP-103 (2007). A partir deste marco, começaram a surgir estudos comparando o quanto esta mudança influencia a dose efetiva. Nesta linha, destaca-se o estudo de Roberts e colaboradores (2009), que apresentaram um estudo da dose efetiva do

equipamento i-CAT, realizando a comparação da dose efetiva entre a TC e TCFC, utilizando os fatores de ponderação das ICRP-60 e ICRP-103. Eles chegaram à conclusão que com os novos fatores de ponderação (glândulas salivares, vias extratorácicas e mucosa oral) e o aumento da contribuição dos tecidos restantes de 0,05 para 0,12, o coeficiente de probabilidade nominal de câncer aumenta a partir da ICRP-103. Nesse estudo, Roberts e colaboradores concluíram que a dose efetiva na TCFC é baixa em relação à TC convencional, porém alta, quando comparado com radiografias convencionais.

Entre 2008 e 2011, a União Europeia apresentou um guia provisório, *Radiation Protection: Cone Beam CT For Dental and Maxilofacial Radiology*, que foi fruto do projeto SEDENTEXCT - *Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray* (SEDENTEXCT, 2009). Neste guia, foram reconhecidas a necessidade urgente de estabelecer normas para a utilização da TCFC. Em seu conteúdo, foram apresentadas metas e estratégias para buscar níveis de referência e definição de grandezas dosimétricas para o uso clínico da TCFC. Essas grandezas deveriam estar correlacionadas à grandeza dose efetiva (SEDENTEXCT, 2012; HELMROT; ALM CARLSSON, 2005; THILANDER-KLANG; HELMROT, 2010).

Diversos trabalhos foram publicados na busca da definição destas grandezas e sua correlação com a dose efetiva. Thilander-Klang e Helmrot (2010) apresentaram diferentes métodos para a estimativa da dose efetiva utilizados à radiologia odontológica e discutiram as suas limitações ao serem aplicadas na TCFC, principalmente devido às diferenças nos equipamentos presentes no mercado. Os autores, nesse trabalho, levaram em consideração a falta de confiabilidade dos métodos de estimativa de dose efetiva existentes, quando aplicados à TCFC, principalmente devido a essas diferenças de resultados para equipamentos que realizam o mesmo procedimento. No ano de 2011, Ludlow (2011), em seu trabalho, questionou o papel do fabricante de tomógrafos de feixe cônico na redução da dose no paciente, apresentando como exemplo o equipamento Kodak 9500, que aumentou em 0,4 mm, equivalentes ao alumínio, a filtração adicional no equipamento, ocasionando um ajuste do kVp. Esse fato resultou em novos valores de tensão no tubo e acarretou uma redução de 43% da dose efetiva. Nesse mesmo estudo, Ludlow também chamou a atenção sobre a mudança do fator de ponderação na ICRP-103 (2007) e discutiu um aumento da dose efetiva em 77 %, quando comparada com a ICRP-60 (1990).

No início de 2012, foi apresentada a versão final do documento SEDENTEXCT com orientações de proteção radiológica na utilização da TCFC, contendo os princípios básicos para a utilização desse tipo de equipamento na Comunidade Europeia.

Pauwels e colaboradores (2012b) apresentaram um resultado da dose efetiva e da dose absorvida estimada em 14 equipamentos de TCFC para diversos protocolos utilizando a ICRP-103. Estes resultados foram frutos do projeto SEDENTEXCT, com a parceria dos países da União Europeia que participaram do projeto. Neste estudo, Pauwels e colaboradores chamaram a atenção para o grande intervalo de dose efetiva existente entre os diversos protocolos e equipamentos presentes no mercado e apontaram a necessidade de distinguir os protocolos utilizados para a estimativa de dose efetiva e de dose absorvida.

Outros estudos, utilizando simuladores antropomórficos e dosímetros termoluminescentes, para determinação da dose efetiva e da dose absorvida, foram publicados ao longo dos anos de 2012 e 2013. Nesses estudos, todos os autores ressaltaram a dificuldade de comparação entre os protocolos e as diferenças de resultados nas medições (QU et al., 2012; ROTTKE et al., 2013; SCHILLING; GEIBEL, 2013).

Em busca de parâmetros e alternativas ao simulador antropomórfico para estimativa de dose efetiva, alguns trabalhos apresentaram propostas de simuladores que verificassem a distribuição da dose, a partir da simetria do feixe cônico e do ângulo de giro do equipamento (PAUWELS et al., 2012a) ou um simulador para a realização do controle de qualidade do tomógrafo computadorizado de feixe cônico (BATISTA et al, 2013).

Há, também, estudos que objetivaram a determinação da dose efetiva a partir de simulação de Monte Carlo. Destacaram-se entre eles o estudo de Koivisto *et al* (KOIVISTO et al., 2012), que compararam o resultado da dose efetiva e da dose absorvida determinadas em medições realizadas no simulador antropomórfico, utilizando semicondutores (MOSFET) e simulação de Monte Carlo para o tomógrafo computadorizado de feixe cônico ProMax 3D, chegando a resultados semelhantes entre os dois métodos. Morant e colaboradores (2013) também apresentaram resultados de estimativa de dose efetiva e dose absorvida em órgãos/tecidos, utilizando simulação de Monte Carlo, para simuladores masculino e feminino, para diversos protocolos de TCFC e TC. Neste trabalho, observou-se uma maior dose absorvida no simulador feminino, quando comparado com o simulador masculino, principalmente, devido às dimensões dos simuladores, além, de maneira geral, a contribuição de 30 % da dose efetiva ser apresentada pelas glândulas salivares. Atualmente, além da estimativa de dose efetiva para os diversos equipamentos presentes no mercado, alguns estudos têm apresentado a estimativa da dose absorvida nos cristalinos, para os diversos protocolos de exame utilizados. Um dos destaques deste estudo foi o de Pawels e colaboradores (2014). Neste estudo, utilizando o equipamento *3D Accuitomo 170 CBCT unit* (J. Morita, Kyoto, Japan), Pawels e colaboradores discutiram a dose efetiva para 9 (nove)

protocolos em relação ao ângulo de giro do equipamento (180 ou 360 °) e a dose absorvida pelos cristalinos. A conclusão é que, para os protocolos onde é possível a realização do exame nos dois ângulos, é indicado, em relação a proteção radiológica, utilizar o ângulo de 180°. Em relação ao cristalino, além do ângulo, protocolos com um FOV menor resultaram em menor dose absorvida. Outros estudos também apresentaram resultados nesta mesma linha e em relação à dose de entrada na pele nos procedimentos de exames de TCFC.

Em 18 anos da inserção da TCFC na odontologia, e com o aumento significativo de procedimentos odontológicos utilizando a TCFC, é indiscutível e atual a necessidade de estimativas da dose efetiva e o cálculo da dose absorvida no paciente para os diversos equipamentos presentes nos serviços odontológicos. Essa necessidade justifica-se, principalmente, pelas diferenças de parâmetros físicos, FOV, geometrias do feixe de radiação, entre outras particularidades de cada equipamento.

Este trabalho apresenta a estimativa de dose efetiva e dose absorvida, em um paciente feminino padrão, para 13 protocolos de imagem obtidos em cinco marcas diferentes de equipamentos de TCFC. Estas medições foram realizadas entre 2013 e 2014 em equipamentos instalados em serviços odontológicos presentes no estado da Bahia de marcas presentes nos demais estados, inclusive Sergipe. Foram avaliadas também as características de desempenho dos equipamentos por meio de medições dos parâmetros físicos do feixe.

Os valores de doses obtidos são analisados sob pontos de vista ainda não explorados nos estudos dosimétricos em TCFC. Primeiro, as doses foram analisadas em termos do objetivo do protocolo de imagem, o que é ainda pouco discutido na literatura para equipamentos diferentes, cujos protocolos apresentam o mesmo objetivo. Segundo foi feita uma reflexão sobre qual a melhor técnica de obtenção de imagem: *stitched* FOV (FOV costurado) ou *single* FOV (FOV único). Até o presente momento, não foram encontrados estudos que comparem essas técnicas com resultados de dose efetiva e dose absorvida. Realizar a comparação em relação ao objetivo do protocolo e em relação à técnica é importante, principalmente, devido às diferenças de dose absorvida dos órgãos/tecidos e ao resultado da dose efetiva final, uma vez que o objetivo do protocolo é o mesmo. Por último, em relação à simetria geométrica do feixe de radiação, e à luz das inovações dos equipamentos de TCFC inseridos no mercado, este estudo compara a dose efetiva e a dose absorvida para protocolos com FOVs semelhantes, o que representa uma inovação devido a alguns equipamentos e protocolos presentes neste trabalho ainda não terem a dose efetiva estimada em outros estudos. Outro fator importante é a realização deste estudo da dose efetiva

e da dose absorvida em órgãos / tecidos em marcas de equipamentos estudados representam grande parte dos equipamentos instalados no Brasil.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente capítulo apresenta os equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico utilizados neste estudo, a metodologia utilizada para realização das medições dos parâmetros físicos de caracterização do feixe (tensão, tempo de exposição, forma de onda, rendimento do tubo, e produto kerma no ar-área) e a metodologia utilizada para estimativa da dose efetiva e cálculo da dose absorvida para 13 protocolos avaliados dos equipamentos utilizados. A sequência de realização dos trabalhos está exposta na **Figura 3.1**.

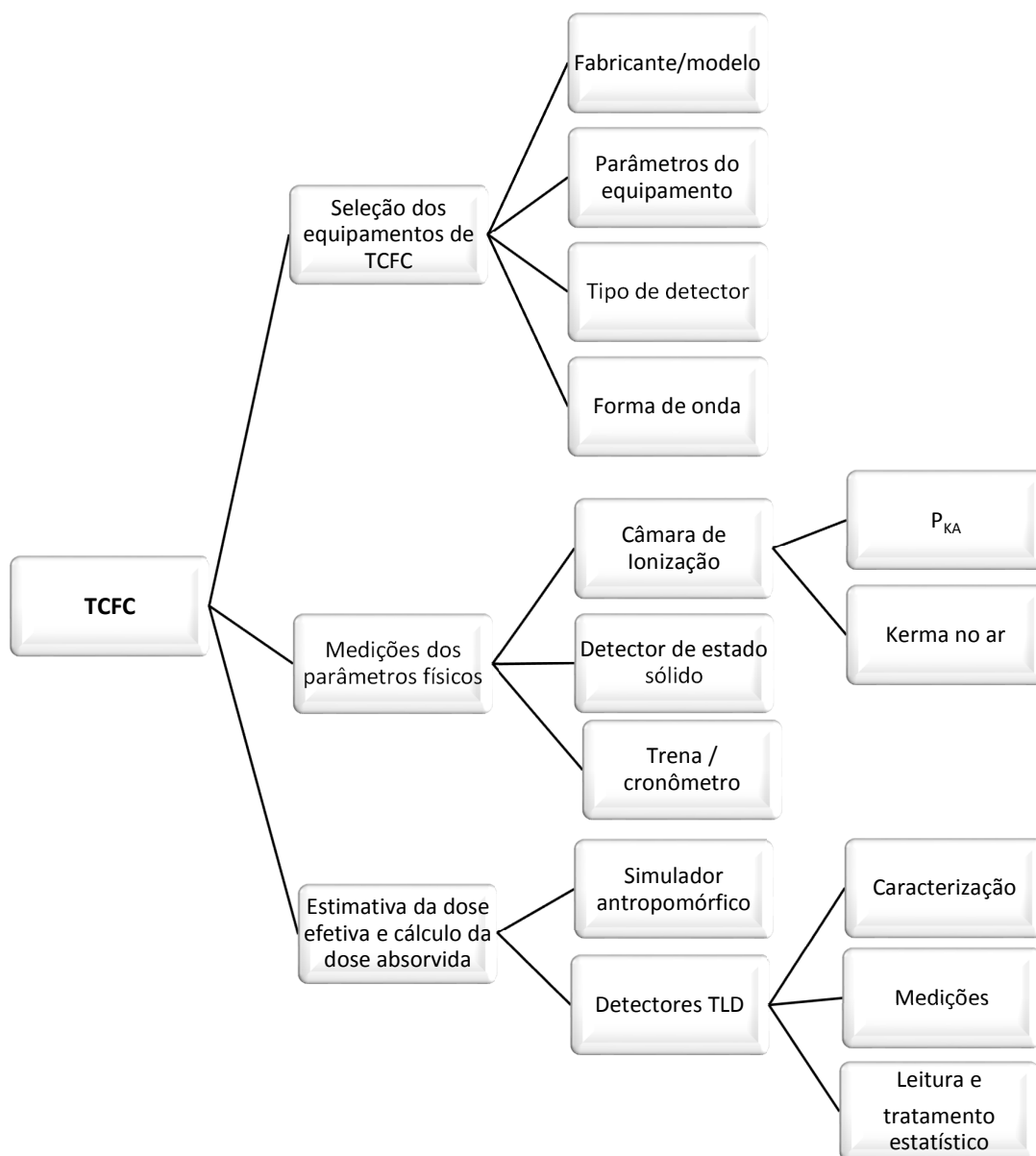


Figura 3.1 – Organograma com a síntese da metodologia do trabalho para obtenção dos resultados.

3.1 Equipamentos de TCFC e Protocolos Utilizados

Foram selecionados, para este trabalho, 5 equipamentos de TCFC, de marcas e modelos diferentes, a serem avaliados de maneira a contemplar o maior número possível de configurações disponíveis, em relação à dimensão do campo, ângulo de giro, forma de onda, tensão do tubo e tamanho da aresta do *voxel*. Estes equipamentos estão instalados em serviços de imagens odontológicas. Os equipamentos foram selecionados a partir de um levantamento das marcas e modelos de equipamentos instalados na Bahia nos anos de 2013 a 2014. Na **Figura 3.2(A), (B), (C), (D) e (E)** estão apresentados os equipamentos Gendex GXCB 500, CS 9000 3D, ProMax 3D, Orthophos XG e i Cat Classical, respectivamente, que foram utilizados neste estudo. Na **Tabela 3.1**, estão especificados os equipamentos assim como: o modelo, a tensão, a corrente, a filtração, o detector, o tempo de exposição, o ângulo de giro, o *voxel*, a distância-fonte detector, DFI, e a forma de onda (pulsado ou contínuo). São apresentados também, o tempo efetivo de exposição, TEE. O TEE é considerado o tempo onde o paciente recebeu radiação, ou seja, o produto da duração do pulso pelo número de pulsos para cada protocolo. Por uma questão de convenção, ao definir o tamanho do FOV, o primeiro valor sempre será o diâmetro e o segundo, a altura (diâmetro (cm) \times altura (cm)).

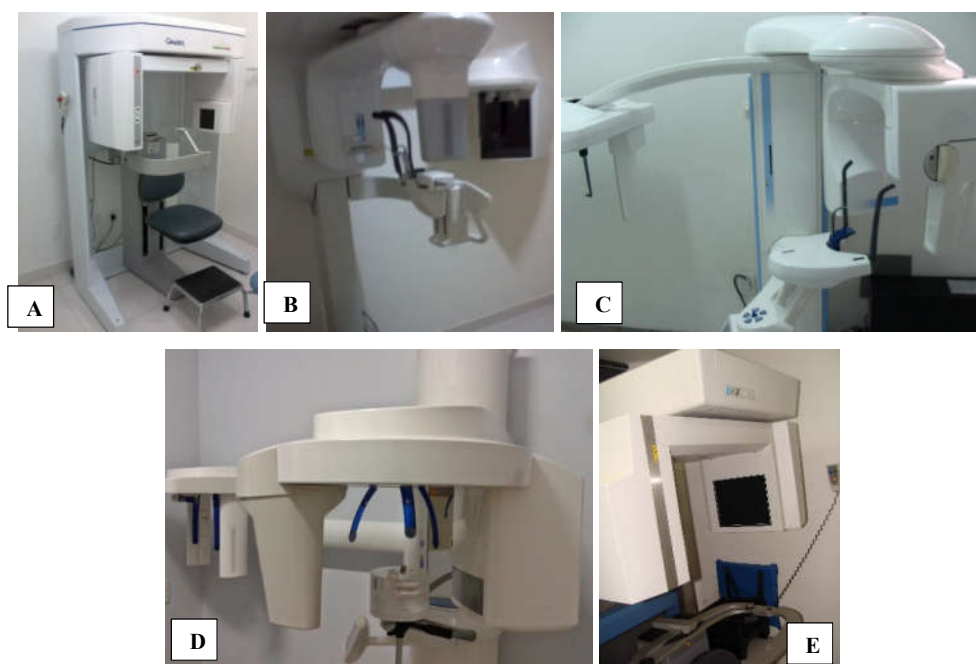


Figura 3.2 – Equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico utilizados nesse estudo: (A) Gendex GXCB 500; (B) CS 9000 3D; (C) ProMax 3D; (D) Orthophos XG; (E) i-Cat Classical.

Tabela 3.1– Apresentação dos equipamentos utilizados nesse estudo e suas respectivas especificações técnicas

| Fabricante | Modelo | Tensão (kV) | Corrente (mA) | Filtração | Detector | TEE ³ (s) | Ângulo de giro (°) | Voxel (mm ³) | DFI ¹ (cm) | Forma de onda |
|----------------------------|-----------------|-------------|---------------|-----------------------|-------------------|----------------------|--------------------|--------------------------|-----------------------|------------------|
| Planmeca Oy | ProMax 3D | 54 – 84 | 1 – 16 | 2.5 mm Al + 0.5 mm Cu | a-Si ⁴ | 2,4 - 12 | 200 | 0,16 - 32 | 50 | Pulsado |
| Gendex KaVo Dental | GX CB-500 | 120 | 5 | 10 mm Al | a-Si | 3 - 6 | 180 – 360 | 0,125 – 0,40 | 71 | Pulsado |
| Sirona Dental Systems GmbH | Orthophos GX 3D | 85 | 7 – 13 | > 2.5 mm Al | CMOS ² | 3,2 – 14,4 | 180 | 0,100 | 49,7 | Pulsado/contínuo |
| Imaging Sciences | i-Cat Classic | 120 | 3-7 | 10 mm Al | a-Si | 7,2 | 360 | 0,3 – 0,5 | 68,58 | Pulsado |
| Carestream Health | CS 9000 3D | 60 - 90 | 2 – 15 | > 2.5 mm Al | CMOS | 10,5 | 360 | 0,2 | 65 | Pulsado |

¹DFI – Distância do tubo de raios-X detector de imagem. ²CMOS - Complementary metal-oxide-semiconductor; ³TEE– Tempo efetivo de Exposição. ⁴a-Si - Silício Amorfo

Tabela 3.2– Protocolos e técnica utilizados nos equipamentos selecionados para este estudo.

| Modelo | FOV ¹ cm × cm | Tensão (kV) | Corrente (mA) | t _{giro} ⁵ (s) | Protocolo | Voxel (mm ³) | Ângulo de giro (°) | Localização no simulador | Forma de onda |
|-----------|-----------------------------|-------------|-------------------|------------------------------------|-----------|--------------------------|--------------------|---|---------------|
| CS 9000 | ø 5 × 3,7 | 70 | 8 | 22 | P1 | 0,200 | 360 | Max. ² Ant. | Pulsado |
| | ø 8 × 3,7 | 70 | 8 | 32,4 | P10 | 0,200 | 3*360 | Max. Total | Pulsado |
| ProMax 3D | ø 5 × 8 | 84 | 12 | 12,36 | P2 | 0,160 | 210 | (Max + Man ³) Ant. ⁴ | Pulsado |
| | ø 10 × 8 | 84 | 10 | 36 | P11 | 0,160 | 3*210 | Max + Man | Pulsado |
| Orthophos | ø 5 × 5 | 85 | 7 | 14,4 | P3 | 0,200 | 180 | Max. Ant. | Pulsado |
| | ø 5 × 5 | 85 | 7 | 14,4 | P12 | 0,200 | 180 | Man. Ant. | Pulsado |
| | ø 8×8 | 85 | 5 | 14,4 | --- | 0,200 | 180 | ----- | Contínuo |
| | ø 8 × 8 | 85 | 7 | 14,4 | P4 | 0,200 | 180 | Max + Man | Pulsado |
| Gendex | ø 8,5 × 6 | 120 | 5 | 12,6 | P5 | 0,125 | 360 | Max. Ant. | Pulsado |
| | ø 8,5 × 8,5 | 120 | 5 | 23 | P6 | 0,200 | 360 | Max + Man. | Pulsado |
| | ø 14 × 8,5 | 120 | 5 | 23 | P7 | 0,200 | 360 | Face total | Pulsado |
| i-CAT | ø 14 × 6 | 120 | 36,12 mA.s (40 s) | | P8 | 0,250 | 360 | Max. Ant. | Pulsado |
| | ø 14 × 8 | 120 | 36,12 mA.s(40 s) | | P9 | 0,250 | 360 | Max+man. | Pulsado |
| | ø 14 × 6 | 120 | 36,12 mA.s (40 s) | | P13 | 0,250 | 360 | Man. Ant. | Pulsado |

¹FOV - Field of View (campo de visão) - O primeiro valor corresponde ao diâmetro do FOV; ²Max – maxilar; ³Man – mandíbula; ⁴Ant – anterior; ⁵t_{giro} – tempo de giro.

Dentre os equipamentos de TCFC utilizados, foram definidos alguns protocolos que melhor expressam o cotidiano de uso para adquirir imagens tomográficas do paciente padrão com as características do simulador utilizado (tamanho e dimensões). Os protocolos de imagens utilizados em cada protocolo estudado estão expostos na **Tabela 3.2**. Além dos protocolos e dos parâmetros físicos, são apresentados o tipo de onda, o tamanho do FOV utilizado em cada protocolo, a metodologia de enumeração dos protocolos utilizados, de acordo com resultados e discussão apresentados no próximo capítulo. O tempo de giro, t_{giro} , expresso na **Tabela 3.2**, corresponde a tempo em que o paciente começou a ser exposto até o momento em que o exame termina. A posição anatômica (localização do protocolo no simulador) para a realização das exposições está com as seguintes abreviaturas: Ant. - para a região anterior do maxilar do simulador; Max + Man – protocolo da mandíbula e maxilar; Face Total – protocolo de toda a face do simulador.

Dentre os equipamentos utilizados para realização deste estudo, alguns não permitem a opção de seleção de alguns parâmetros, como tempo, tensão ou corrente. Da mesma forma, o tamanho do FOV é fixo para alguns equipamentos.

✓ *FOV fixo*

- CS 9000 3D
- ProMax 3D

Como pode ser observado na **Tabela 3.2** tanto o CS 9000 quanto o ProMax 3D apresentam possibilidade de FOV maior que a abertura do colimador. Porém, mesmo assim, o tamanho do FOV é único. Estes equipamentos utilizam a técnica *stitched*, que será discutida a seguir, para obter um tamanho de FOV maior que o possibilitado.

✓ *Tensão fixa*

- Gendex
- i-Cat

O equipamento i-Cat, conforme a **Tabela 3.1**, apresenta a possibilidade de corrente entre 3 – 7 mA. Este valor, porém, é estabelecido e fixado pelo técnico de instalação durante o processo de instalação, considerando as condições técnicas.

✓ *Tempo fixo*

- CS 9000 3D
- i-Cat

Embora os demais equipamentos apresentem mais de uma opção de tempo, em relação à corrente, forma de onda ou protocolo, estes equipamentos não apresentam tempos diferentes.

Objetivando um melhor entendimento e comparação dos resultados, os protocolos foram nomeados de acordo com o tamanho do FOV, por técnica utilizada, conforme é apresentado na **Tabela 3.3**. A separação por tamanho do FOV, de acordo com o objetivo da imagem são: a) “Localizado”, no qual é possível obter, em um único giro, imagens de apenas algumas unidades dentárias; b) “1 Arcada”, no qual é possível obter a imagem de uma arcada dentária completa em um único giro – nesse estudo, devido ao posicionamento do simulador em relação ao espaço no equipamento, foi estudada apenas a arcada superior; c) “2 Arcadas”, no qual é possível obter a imagem das duas arcadas dentárias, completas, em um único giro e; d) FOV Grande, no qual, em um único giro do TCFC, é possível obter imagem da face do paciente – protocolos com diâmetro maior ou igual a 14 cm, cuja altura alcance as duas arcadas (Gendex e i-Cat). Alguns fabricantes, assim como alguns trabalhos utilizam esta mesma nomenclatura. Essa à técnica utilizada será descrita no item **3.1.1**.

Tabela 3.3– Definição de nome e abreviatura do protocolo de acordo com o tamanho do FOV e técnica utilizada

| Equipamento | FOV ¹ | Nome do protocolo | Protocolo | Técnica utilizada ² |
|-------------------------|------------------|-------------------|-----------|--------------------------------|
| CS 9000 | ø 5 × 3,7 | Localizado | P1 | <i>Single</i> |
| | ø 8 × 3,7 | ---- | P10 | <i>Stitched</i> |
| ProMax 3D | ø 5 × 8 | Localizado | P2 | <i>Single</i> |
| | ø 10 × 8 | ---- | P11 | <i>Stitched</i> |
| Orthophos XG5 3D | ø 5 × 5 (max) | Localizado | P3 | <i>Single</i> |
| | ø 5 × 5 (man) | Localizado | P12 | <i>Single</i> |
| | ø 8 × 8 | 2 Arcadas | P4 | <i>Single</i> |
| GXCB 500 | ø 8,5 × 6 | 1 Arcada | P5 | <i>Single</i> |
| | ø 8,5 × 8,5 | 2 Arcadas | P6 | <i>Single</i> |
| | ø 14 × 8,5 | FOV Grande | P7 | <i>Single</i> |
| i-CAT | ø 14 × 6 (max) | 1 Arcada | P8 | <i>Single</i> |
| | ø 14 × 6 (man) | 1 Arcada | P9 | <i>Single</i> |
| | ø 14 × 8 | FOV Grande | P13 | <i>Single</i> |

²Os termos *Single* (único) e *Stitched* (costurado) são denominações dos fabricantes.

A **Figura 3.3** mostra como foi realizada a localização anatômica do simulador no equipamento. Todos os equipamentos apresentam um laser, que coincide com o centro do FOV selecionado. Mesmo com pequenas diferenças estruturais, todos os equipamentos têm suporte para fixar o indivíduo, minimizando a movimentação.



Figura 3.3 – Posicionamento do simulador antropomórfico em equipamentos de TCFC para realização do protocolo de imagem.

3.1.1 Técnicas utilizadas

Alguns equipamentos estudados nesse trabalho, devido ao tamanho do FOV não ser suficientemente grande para um protocolo de imagem de toda a arcada dentária, realizam artifícios para resolver essa dificuldade. A **Tabela 3.3** apresentou as duas técnicas disponíveis para a obtenção de imagens da arcada dentária completa: *Single FOV* (FOV único), onde a imagem é adquirida em um único giro do equipamento em torno da face do paciente, com um FOV englobando a arcada total ou apenas algumas unidades dentárias e, *Stitched FOV* (FOV “costurado”), onde é realizada a combinação de dois ou mais FOVs com imagens de unidades dentárias setoriais, que posteriormente é reconstruída via *software*. A diferença entre a técnica *single* e a técnica *stitched* é apresentada na **Figura 3.4**. Em (A) um único giro do equipamento é necessário para realizar a imagem completa da arcada, resultando na imagem (B). Em (C), o equipamento de tomografia computadorizada de feixe cônico necessita realizar três exposições, com centros diferentes, para obter a imagem de 1 arcada completa. Cada circunferência em (D) representa um giro do equipamento para a realização da imagem. Esta imagem é processada pelo *software* para ser apresentada e reconstruída ao usuário. Observe-se na **Figura 3.4D** que há vários pontos de interseção entre dois FOVs e em uma determinada região, os três FOVs se interceptam.

Uma observação importante é que, para a técnica *stitched FOV*, todos os parâmetros físicos são repetidos a cada exposição realizada para obter um FOV de diâmetro maior. Assim, se a técnica for realizada com a junção de 3 campos, por exemplo, todos os parâmetros

físicos de exposição serão repetidos no FOV selecionado, por três vezes, porém com centros diferentes, como observado na **Figura 3.4D**.

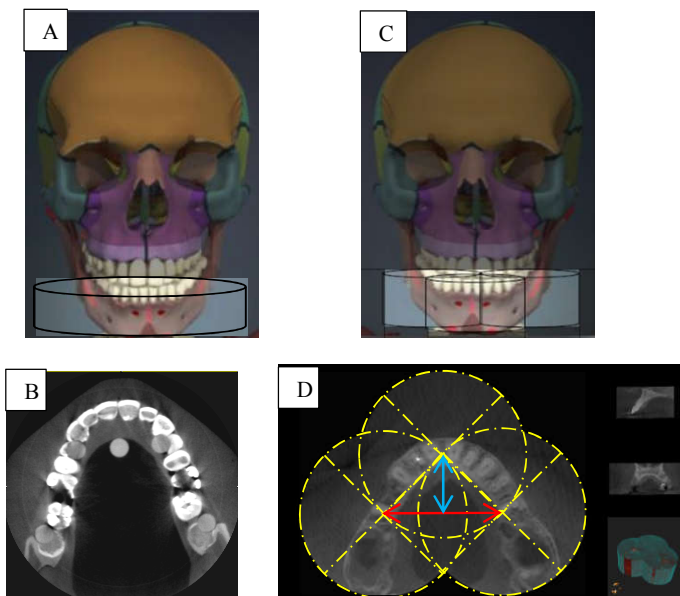


Figura 3.4 – Técnicas para a aquisição de imagens de toda a mandíbula. (A) - Representa o protocolo FOV único; (B) representação em 2D da imagem resultante de um único FOV; (C) a representação da combinação de vários FOVs; (D) representação em 2D da combinação de três FOVs.

Após a definição dos equipamentos, protocolos, técnicas e objetivo de imagem, o passo seguinte foi a verificação dos parâmetros físicos e do correto funcionamento dos equipamentos selecionados.

3.2 Equipamentos Utilizado para as Medições dos Parâmetros Físicos

Para verificação da conformidade e correto funcionamento dos equipamentos de TCFC, os principais parâmetros físicos verificados foram: forma da onda, número de pulsos, camada semirredutora do feixe de radiação (CSR), filtração total do feixe de radiação, taxa de kerma no ar, valor do kerma no ar, tensão do tubo, tempo de giro e tempo de feixe útil. Para obtenção destes parâmetros foram utilizados dois sensores de estado sólido (**Figura 3.5**), descritos na **Tabela 3.4**. Os detectores foram emprestados pelo Laboratório de Radiologia do Instituto Federal da Bahia (LaFir – IFBA). Ambos os equipamentos foram fabricados pela Radcal™.



Figura 3.5 – Detectores de estado sólido utilizados neste estudo. À esquerda, o multissensor Rapidose, e à direita, o multissensor Accu-Gold. Ambos os equipamentos permitem a medição do valor do kerma, da tensão, do tempo de exposição, tempo efetivo de exposição, forma da onda, número de pulsos, filtração, camada semirredutora, entre outros fatores.

A utilização de dois detectores foi necessária, devido a inicialmente utilizarmos o multissensor Rapidose para realização das medições. Porém o equipamento ProMax 3D apresenta filtração muito próxima do limite de medição garantido pelo fabricante do multissensor Rapidose (equivalente a 22 mm de Al). Como o multissensor Accu-Gold apresenta um limite de medição de filtração de até o equivalente a 27 mm de Al, foi recomendado utilizá-lo para a medição deste equipamento. Ambos os equipamentos estavam calibrados no período de realização do trabalho. O certificado de calibração do multissensor Accu-Gold tem o número Radcal MS Calibration 42-0082 e o certificado de calibração do multissensor Rapidose tem número Radcal 20272.

Tabela 3.4 – Características técnicas dos multissensores utilizados.

| Sensor | Accu-Gold | Rapidose |
|-------------------|---------------------------|---------------------------|
| Faixa de operação | 50 kV - 160 kV, 2,5 mm Al | 40 kV - 150 kV, 2,5 mm Al |
| Filtração total | 1 mm - 27 mm Al | 1 mm - 22 mm Al |

Para a realização da medição, o sensor foi posicionado na frente do detector, conforme apresentado na **Figura 3.6**.



Figura 3.6 – Posicionamento do sensor de estado sólido (indicado pela seta), multissensor Rapidose, Radical, para realização de medição da forma da onda, número de pulsos, CSR, filtração total do feixe de radiação, taxa de kerma no ar, valor do kerma no ar, tensão do tubo, tempo de giro e tempo feixe útil.

Adicionalmente às medições dos parâmetros descritos anteriormente, foram realizadas medições do produto kerma no ar-área, P_{KA} . O P_{KA} foi medido utilizando o medidor PTW, Diametor E2, PTW Freiburg GmbH (**Figura 3.7**) pertencente ao laboratório de Física Médica do Departamento de Física da Universidade Federal de Sergipe (DFI-UFS). As especificações técnicas da câmara estão apresentadas na **Tabela 3.5**. O certificado de calibração da câmara de transmissão é o de número PTW 0811990.

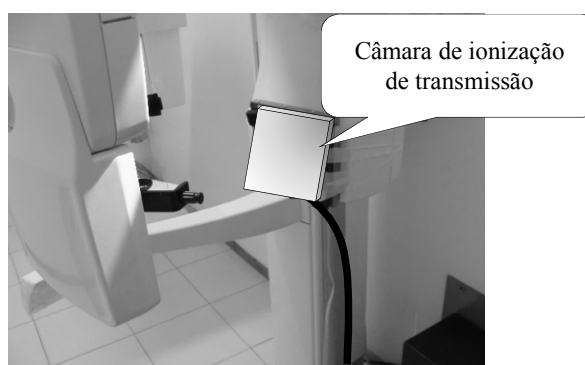


Figura 3.7 – Câmara de transmissão e Eletrômetro PTW Freiburg GmbH, Diametor E2.

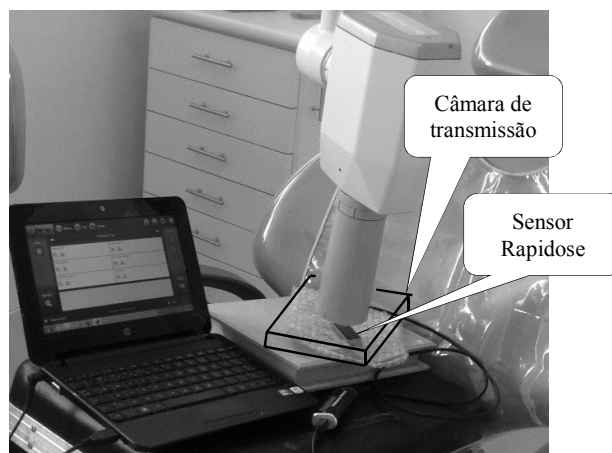
Tabela 3.5 - Características da câmara de transmissão

| Câmara | PTW Freiburg GmbH, Diamentor E2 |
|------------------------|--|
| Dependência energética | ± 8 % no intervalo de (40 a 1 50) kV |
| Dimensões externas | 182 x 163 mm ² |
| Área sensível | 141 x 141 mm ² |
| Filtração equivalente | 0,2 mm Al |
| Transparência à luz | > 70 % |

Nesta medição, a câmara de ionização de transmissão foi posicionada na saída do tubo, conforme representado na **Figura 3.8**.

**Figura 3.8** – Representação da câmara de transmissão no equipamento de TCFC.

Ainda assim, para confirmar os valores do produto kerma ar-área, a câmara de ionização de transmissão foi intercomparada com o sensor de estado sólido em um equipamento de raios X intraoral, conforme representado na **Figura 3.9**.

**Figura 3.9** – Representação da medida de intercomparação entre o detector de estado sólido Rapidose e a câmara de transmissão.

3.3 Simulador Antropomórfico

Para as avaliações de dose efetiva na radiologia odontológica, os simuladores antropomórficos físicos são os mais adequados, pois permitem reproduzir o posicionamento e a dimensões dos órgãos. Isso possibilita a medida da dose absorvida no órgão/tecido desejado. Neste estudo, foi utilizado um simulador físico antropomórfico *Alderson* feminino, fabricado pela *Radiology Support Devices*, gentilmente emprestado pelo Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CDTN-CNEN/MG). Ao todo, foram utilizadas 10 fatias da parte superior do simulador, correspondendo à cabeça e ao pescoço, como apresentado na **Figura 3.10**. Para medição da dose absorvida no simulador, foram utilizados dosímetros termoluminescentes, TLD-100 (LiF: Mg, Ti), que foram caracterizados conforme descrição da seção seguinte.

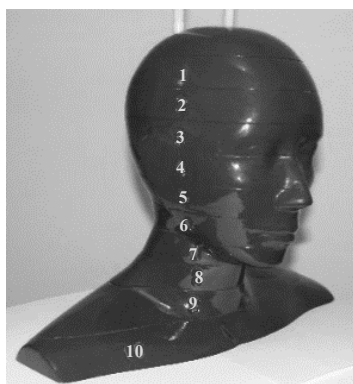


Figura 3.10 – Simulador Alderson feminino utilizado para a realização desse estudo.

3.4 Dosímetros Termoluminescentes

Atualmente na radiologia, o método mais aceito para a estimativa de dose efetiva e cálculo de dose absorvida no órgão/tecido é com a utilização de dosímetros termoluminescentes (TLD) (MORANT et al., 2013; ROTTKE et al., 2013). Neste estudo, foram utilizados 200 dosímetros do tipo TLD-100 (LiF: Mg, Ti) calibrados e caracterizados para as medições, o que permitia a medição de 7 protocolos por vez, visto que foram utilizados 26 TLDs em cada protocolo. Para cada conjunto de dosímetros, um par de TLDs foi mantido não irradiado para estimativa da dose ambiental.

3.4.1 Caracterização dos TLDs

A caracterização dos TLDs foi realizada no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN. Para a irradiação, foi utilizado o equipamento de raios X industrial Pantak / Seifert, **Figura 3.11**, modelo ISOVOLT 160HS, com filtração inerente de 1 mm Be no qual estão estabelecidos feixes padrões de radiodiagnóstico.



Figura 3.11 – Posicionamento dos TLDs para a irradiação no processo de caracterização.

As qualidades de radiodiagnóstico utilizadas foram as de tomografia computadorizada, descritas na **Tabela 3.6**.

Tabela 3.6 – Características do sistema Pantak/Seifert, modelo ISOVOLT 160HS para as qualidades de radiodiagnóstico, feixes de tomografia computadorizada

| Qualidade da Radiação | Tensão (kV) | Corrente (mA) | CSR (mm Al) | Filtração Adicional (mm) | Taxa de kerma no ar (mGy / min) |
|-----------------------|-------------|---------------|-------------|--------------------------|---------------------------------|
| RQT8 | 100 | 10 | 6,90 | 3,2Al+0,30Cu | 22,0 |
| RQT9 | 120 | 10 | 8,40 | 3,5Al+0,35Cu | 34,0 |
| RQT10 | 150 | 10 | 10,1 | 4,2Al+0,35Cu | 57,0 |

CSR – Camada semirredutora

As leituras dos TLDs foram realizadas na leitora Harshaw TLD, modelo QS 3500 (**Figura 3.12A**), com o auxílio do software WinREMS (**Figura 3.12B**), acoplado a um

sistema de aquisição de dados. A leitora foi ajustada para produzir um pré-aquecimento rápido, a uma temperatura de 50° C. Após atingir essa temperatura, houve um constante aumento de 10° C/s até a temperatura de 300° C. O tempo de leitura foi de 33 s. Os resultados das medições dados em unidade de carga elétrica, nanocolomb (nC), fruto da conversão, na fotomultiplicadora, do sinal luminoso em sinal elétrico. Após as leituras, todos os TLDs foram submetidos, novamente, ao tratamento térmico para eliminação de sinais residuais. O processo de caracterização dos dosímetros seguiu os passos descritos a seguir.

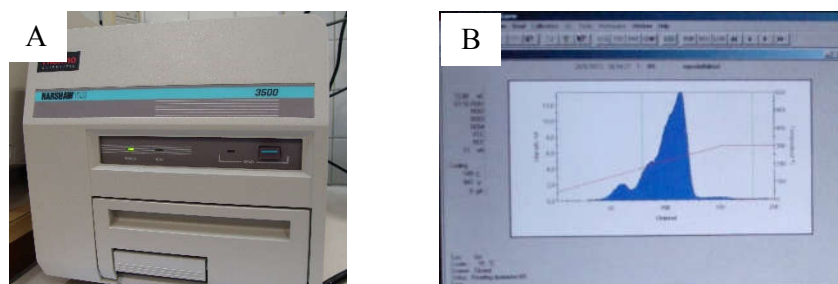


Figura 3.12 – (A) Leitora Harshaw TLD, modelo QS 3500 e (B) – *software* WinRENS, acoplado ao sistema de aquisição de dados da fotomultiplicadora.

3.4.1.1 Determinação da radiação residual

Antes de qualquer irradiação, os TLDs foram submetidos a uma temperatura de 400 °C por 60 minutos, objetivando o tratamento térmico, e sendo submetidos, posteriormente, a um rápido resfriamento. Em seguida, foi realizada a leitura de todos os dosímetros para medição da radiação residual (zero-R). O objetivo dessa etapa foi medir a radiação residual dos TLDs, excluir algum dosímetro que apresentasse leituras muito diferentes da média de todas as leituras e encontrar um valor de zero-R. Este valor posteriormente foi utilizado na determinação de um fator de calibração. A cada 20 leituras do zero-R, foi realizada a medida do sistema de referência, que depois foi normalizada e corrigida em todas as amostras. A medição do zero-R foi realizada três vezes para cada TLD.

3.4.1.2 Reprodutibilidade e definição do fator de calibração

Uma característica importante do dosímetro TLD 100 é a linearidade na resposta para doses inferiores a 1 Gy. Para avaliar a reprodutibilidade dos dosímetros, foram feitas irradiações na qualidade RQT 9 (**Tabela 3.6**), utilizando um valor de kerma no ar de 5 mGy. Todos os dosímetros foram irradiados e analisados 4 vezes nestas condições. O valor do

kerma foi escolhido considerando o intervalo típico de valores nos procedimentos de TCFC, que é entre 1 mGy e 15 mGy.

Para cada dosímetro, foi determinado o fator de sensibilidade individual e, com ele, a resposta final do TLD, em unidade arbitrária (u.a), para a dose de 5 mGy. O fator de sensibilidade é o valor que representa a sensibilidade do dosímetro quando exposto à radiação. Para cada exposição, foi calculado um fator de sensibilidade, que foi obtido a partir da **Equação 3.1**.

$$FS = \frac{\text{kerma no ar}}{\text{resposta do TLD}} \quad \text{Equação 3.1}$$

O fator de sensibilidade individual final é a média dos 4 fatores obtidos (**Equação 3.2**). A partir do fator de sensibilidade, obteve-se a resposta final de cada dosímetro, que foi determinada pela diferença entre as leituras, normalizadas pelo sistema de referência, do TLD irradiado e do zero-R, multiplicada pelo fator de sensibilidade individual final, \overline{FS} .

$$\overline{FS} = \frac{\sum_{i=0}^4 FS_i}{4} \quad \text{Equação 3.2}$$

A partir da reprodutibilidade de cada dosímetro foi obtido o coeficiente de variação, CV, referente à média das 4 respostas obtidas de cada dosímetros a 5 mGy, a partir da **Equação 3.3**:

$$CV = 100 \cdot \frac{\text{Desvio Padrão}}{\text{Média}} \quad \text{Equação 3.3}$$

O CV obtido ficou no intervalo entre 2,3 e 8 %. Assim, considerou-se que o CV para as medidas é de 8%.

3.4.1.3 Curva de dose-resposta

Os valores de kerma no ar para os procedimentos odontológicos de TCFC, como informado anteriormente, estão no intervalo de 1 a 15 mGy. Assim, foi obtida uma a curva de dose-resposta para esse intervalo utilizando os valores de kerma no ar de 1, 4, 8, 12 e 15 mGy. Uma única curva de dose-resposta foi obtida para o lote de TLDs, utilizando um conjunto de 10 dosímetros. A **Equação 3.4** mostra como foi determinada a resposta TL a partir dos

valores de kerma no qual os dosímetros foram expostos. A curva de dose-resposta está apresentada na **Figura A7**, no anexo deste trabalho.

$$Resposta\ TL = \left(\left(\frac{RL * LPN}{LP} \right) - (ORN) \right) \times \overline{FS} \quad \text{Equação 3.4}$$

Na **Equação 3.4**, RL representa a medição do dosímetro; LPN , o valor do sistema normalizado; LP , o valor médio do sistema padrão; ORN , o valor de zero-R normalizado; e \overline{FS} , o fator de sensibilidade do dosímetro.

3.4.1.4 Dependência energética

Como os equipamentos de TCFC utilizados neste estudo apresentam tensões que variam entre 65 kV e 120 kV, foi avaliada a dependência energética dos dosímetros. Sabe-se que os TLD-100 apresentam pouca dependência da resposta à energia dos fótons na faixa de interesse deste estudo, mas, mesmo assim, foi realizado um estudo em feixes padrões de radiodiagnóstico estabelecidos no LCI (com tensões que variaram de 70 kV a 120 kV) para determinação de um fator de correção para a dependência energética (ZOETELIEF et al., 2000). Para tensões abaixo de 100 kV, foi realizada uma intercomparação, e foi obtido um fator de conversão de protocolos (radiodiagnóstico convencional e tomografia computadorizada).

Após a caracterização dos TLDs, foi possível utilizá-los para o estudo da dose absorvida e estimativa da dose efetiva, como será descrito nas próximas seções.

3.5 Cálculo da Dose Efetiva e Dose Absorvida

3.5.1 Posição dos dosímetros no simulador antropomórfico físico

Os TLDs foram posicionados no simulador de forma a permitir a medição nos órgãos/tecidos de interesse, conforme apresentado na **Tabela 3.7**. Para tanto, um profissional em radiologia odontológica, o professor Dr. Marcelo Augusto Oliveira de Sales, do Departamento de Clínica e Odontologia Social da Universidade Federal da Paraíba, DCOS – UFPB, indicou a localização dos órgãos/tecidos, nas fatias do simulador. Na **Figura A6**, anexa, apresenta a fotografia com a localização de todos os dosímetros nas fatias do simulador.

Tabela 3.7– Localização dos TLDs nas fatias do simulador

| Nº TLD | Órgão(fatia) | Fatia do simulador |
|--------|-------------------------------|--------------------|
| 1 | Superfície da face esquerda | 5* |
| 2 | Pescoço posterior | 5* |
| 3 | Tireoide esquerda | 8* |
| 4 | Lente direita | 3* |
| 5 | Lente esquerda | 3* |
| 6 | Calvário posterior | 2 |
| 7 | Calvário direita | 2 |
| 8 | Calvário esquerda | 2 |
| 9 | Calvário anterior | 2 |
| 10 | Ponto médio do cérebro | 2 |
| 11 | Glândula Pituitária | 3 |
| 12 | Órbita direita | 3 |
| 13 | Órbita esquerda | 3 |
| 14 | Centro da coluna espinhal | 5 |
| 15 | Parótida direita | 5 |
| 16 | Ramo direita | 5 |
| 17 | Parótida esquerda | 5 |
| 18 | Ramo esquerda | 5 |
| 19 | Centro da glândula sublingual | 6 |
| 20 | Submandibular direita | 6 |
| 21 | Submandibular esquerda | 6 |
| 22 | Mandíbula direita | 6 |
| 23 | Mandíbula esquerda | 6 |
| 24 | Esôfago | 9 |
| 25 | Tireoide direita | 9 |
| 26 | Tireoide esquerda | 9 |

** Dosímetros localizados na superfície do simulador.*

Devido à possibilidade da dose absorvida ser muito baixa, foi adotado o critério de se realizar três exposições para cada protocolo selecionado e a resposta do dosímetro, posteriormente, foi dividida por três. Além das exposições realizadas pelo protocolo escolhido, os dosímetros foram submetidos à pré-exposição, para definir a localização do simulador no tomógrafo de feixe cônico. Essa conduta foi adotada visando ao fato de que, antes do exame, no paciente, há sempre a realização da pré-exposição para visualização e localização anatômica no paciente, quando se realiza o exame.

Após as medições, foram calculadas a dose absorvida e a dose efetiva para cada protocolo.

3.5.2 Dose absorvida

Como o fator de ponderação da radiação X é igual a 1, o valor da dose equivalente é numericamente igual ao valor da dose absorvida. A unidade de medida para a dose absorvida, J.kg^{-1} , é Gray (Gy).

3.5.3 Cálculo da dose equivalente

A **Equação 2.12** pode ser reescrita como

$$H_T = \omega_R \sum_i f_i D_{Ti} \quad \text{Equação 3.5}$$

onde $D_{T,R} = f_i D_{Ti}$, $\omega_R = 1$ (peso de ponderação da radiação) X – e f_i = fração, f , do tecido/órgão, i , selecionado. O valor de f_i corresponde ao intervalo entre ($0 > f \leq 1$) (KOIVISTO et al., 2012; MORANT et al., 2013; PAUWELS et al., 2012b).

A seleção dos órgãos e tecidos para colocação dos TLDs, no FOV ou próximo a ele, fazem parte da última recomendação publicada pela ICRP-103 (2007). Ao todo, oito órgãos / tecidos foram selecionados: Medula óssea, esôfago, tireoide, pele, superfície óssea cérebro, glândulas salivares e tecidos restantes. Os demais órgãos / tecidos, apresentados pela ICRP-103, foram considerados como dose equivalente igual a zero ($H_T = 0$). Para os órgãos / tecidos totalmente presentes na região da cabeça e pescoço, o valor de f_i é igual a 1. São eles: tireoide, cérebro, glândulas salivares. Utilizando a metodologia apresentada por Huda e Sandison (1984), Ludlow e Ivanovic (2008), Roberts e colaboradores (2009) e outros autores (KOIVISTO et al., 2012; THEODORAKOU et al., 2012), os órgãos / tecidos com apenas uma parte incluída na região da cabeça e pescoço, uma fração, f_i , foi considerada. Estas frações correspondem a: 0,1 para o esôfago, 0,05 para a pele, nódulos linfáticos e músculo, 0,165 para a medula óssea e superfície óssea. Os valores correspondentes aos órgãos / tecidos, onde as medições foram realizadas, estão descritos na **Tabela 3.8**. A relação entre as taxas de absorção de energia de massa de osso e tecido mole é 3,23 (NBS-85, 1964). Este valor foi utilizado para obter a dose na superfície óssea, multiplicando pela dose na medula óssea.

Tabela 3.8 – Apresentação do fator de ponderação tecido, ω_T , fração irradiado, f_i , e posição dos dosímetros que contribuíram para a dose absorvida nos órgãos/ tecidos, i .

| Órgãos / tecidos (i) | Fator de Ponderação (ω_T) | f_i | Dosímetro |
|-------------------------------|---------------------------------------|-------|------------------------------------|
| Medula Óssea | 0.12 | 0.165 | |
| Calvário | | 0.118 | 6, 7, 8, 9, 12, 13 |
| Centro da coluna espinhal | | 0.034 | 14 |
| Mandíbula | | 0.012 | 16, 18, 22, 23 |
| Esôfago | 0.04 | 0.1 | 24 |
| Tireoide | 0.04 | 1 | 3, 25, 26 |
| Pele | 0.01 | 0.05 | 1, 2, 3, 4 |
| Superfície Óssea ^a | 0.01 | 0.165 | |
| Cérebro | 0.01 | 1 | 9, 10 |
| Glândulas Salivares | 0.01 | 1 | |
| Parótida | | | 15, 17 |
| Submandibular | | | 20, 21 |
| Glândula Sublingual | | | 19 |
| Tecidos restantes | 0.12 | | |
| Nódulos Linfáticos | | 0.05 | 15, 17, 19, 20, 21 |
| Vias extratorácicas | | 1 | 12, 13, 15, 17, 24, 25, 26 |
| Músculo | | 0.05 | 15, 17, 19, 20, 21 |
| Mucosa Oral | | 1 | 16, 15, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23 |

^a Dose da Superfície Óssea = Medula óssea \times 3,23

Para a avaliação dos tecidos restantes, a dose equivalente foi determinada utilizando a fração f_i para cada tecido / órgão pertencente a esse grupo. Em seguida, foram somados todos os resultados e o total foi dividido pelo número total de tecidos restantes, 13, enumerados pela ICRP-103. Para os órgãos / tecidos com mais de um dosímetro correspondente, foi realizada uma média dos valores obtidos.

3.5.4 Produto [$H_T \cdot w_T$]

A partir do produto do fator de ponderação, ω_T , pelo valor da dose equivalente do tecido / órgão correspondente, foi obtido o produto [$H_T \cdot w_T$]. A obtenção desse produto é importante para se avaliar a contribuição individual do tecido / órgão para a dose efetiva.

Com o resultado do produto [$H_T \cdot w_T$], aplica-se a **Equação 2.13**, obtendo-se a estimativa da dose efetiva para cada protocolo estudado.

3.6 Simetria do Feixe

A maioria dos protocolos dos equipamentos TCFC apresentam geometria simétrica no feixe de radiação, conforme apresentado na **Figura 3.13A**. Nesta geometria, o feixe com abertura de colimador definida gera uma imagem com o mesmo diâmetro do campo de

radiação aberto. Todos os equipamentos utilizados neste estudo emitem feixe simétrico. Porém, o equipamento Gendex GX CB 500, além de emitir feixe simétrico, no protocolo (P7), apresentou a característica de geometria assimétrica do feixe, conforme apresentando na **Figura 3.13B**. Nesta representação, pode-se observar que o feixe de radiação gira em torno do paciente, irradiando um lado de cada vez. Assim, tem-se uma abertura maior do diâmetro campo de radiação.

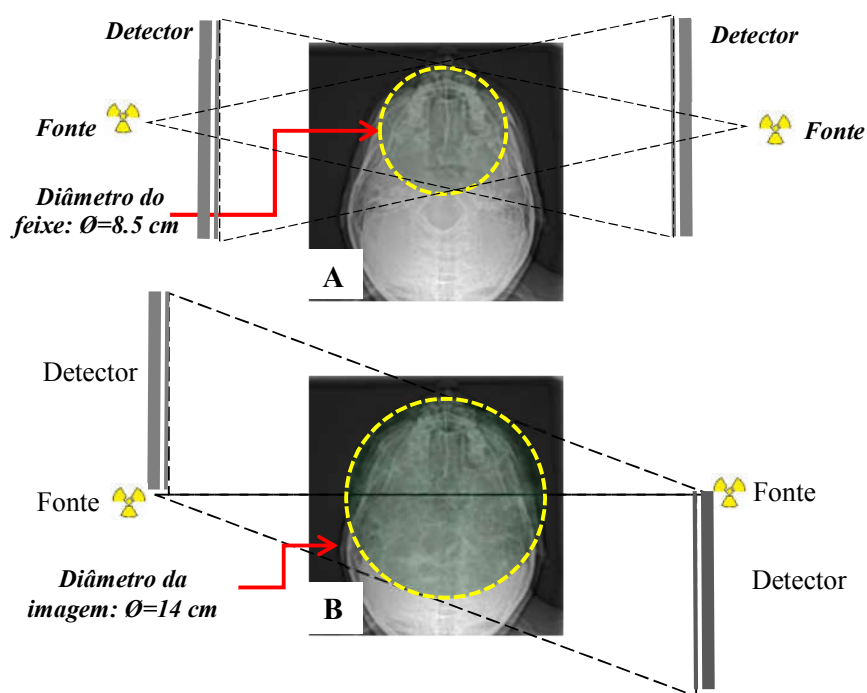


Figura 3.13 – Geometria para aquisição de imagem. (A) feixe assimétrico (B) feixe simétrico.

Neste estudo, esse protocolo foi chamado de feixe assimétrico, porém, o fabricante o trata como diâmetro estendido (*Extended Diameter Scan - EDS*). Segundo o manual do equipamento, esta geometria é obtida com “o uso de meio feixe e deslocamento do painel do sensor”. Logo, o protocolo assimétrico, deste equipamento, gera uma imagem resultante de FOV de (14 cm de diâmetro) \times (8,5 cm de altura) em um sensor de radiação de dimensões de $13 \times 13 \text{ cm}^2$ (GENDEX, 2009). A representação deste FOV, como descrito no manual, está ilustrado na **Figura 3.14**.

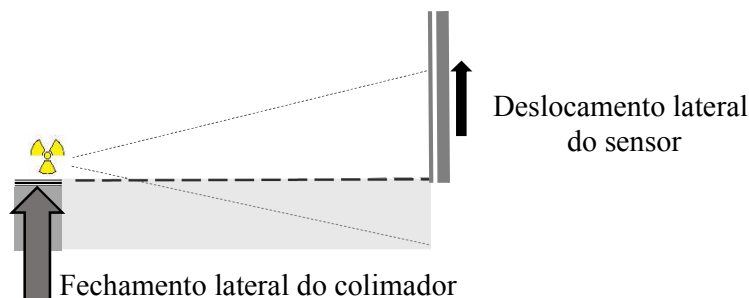


Figura 3.14 – Representação da forma de obtenção do campo estendido (feixe assimétrico) no equipamento Gendex CBGX 500. O detector é deslocado para um dos lados (direita ou esquerda) do equipamento e o colimador é fechado na mesma direção. Isto alterará o tamanho do diâmetro da imagem, sem alterar o isocentro do equipamento.

Para observar a característica de simetria do protocolo P7, foi realizado um teste adicional medindo o valor do kerma no ar entre o sensor e o tubo de radiação, centro do equipamento. Este teste comparou o kerma de dois FOVs diferentes, com os mesmos parâmetros físicos de exposição e nas mesmas posições. Na realização desta medição, foi utilizada uma câmara de ionização tipo Farmer de fabricação Radcal Corporation, modelo 10 × 6 - 0.6 CT (**Figura 3.15**), cujas características estão descritas na **Tabela 3.9**.



Figura 3.15– Câmara de ionização tipo Farmer, de volume sensível de 0,6 cm³.

Tabela 3.9– Característica da câmara de ionização Farmer 10X6-0.6

| Câmara | Farmer 10X6-0.6 |
|--------------------------------|---|
| Mínima taxa de dose | 200 nGy/s |
| Máxima taxa de dose | 1,17 Gy/s |
| Mínima dose | 1 µGy |
| Máxima dose | 5 kGy |
| Exatidão na calibração | ±4% @ ⁶⁰ Co |
| Dependência com a taxa de dose | ±2%, 10 mR/s até 100 R/s |
| Dependência energética | ±5%, 40 keV até 1.33 MeV (com capa de equilíbrio eletrônico) |

Este estudo foi realizado, conforme representado na **Figura 3.16**. A câmara de ionização Farmer foi posicionada em localizações entre o detector e o tubo de raios-X do equipamento e o multissensor de estado sólido, sobre o detector do aparelho. A posição 1, é o isocentro do tomógrafo e as posições 2 e 3 foram definidas lateralmente ao isocentro, com um disco de acrílico. Os protocolos utilizados para a realização dessa medição foram P6 ($\varnothing 8,5 \times 8,5$), de feixe simétrico, e P7 ($\varnothing 14 \times 8,5$), de feixe assimétrico. Os dois protocolos apresentam os mesmos parâmetros de exposição, com exceção do tamanho do diâmetro e são do mesmo equipamento.



Figura 3.16: Medição do kerma no ar com a câmara de ionização Farmer para posições localizadas entre o tubo e o detector do equipamento Gendex GX CB500.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados os resultados na seguinte disposição:

1. Medições dos parâmetros físicos dos equipamentos;
 - a) Avaliação de conformidade dos equipamentos de acordo com a legislação nacional;
 - b) Discussão das diferenças entre os parâmetros físicos dos equipamentos;
 - c) Estudo do produto kerma no ar-área, P_{KA} , em função do FOV para feixes simétricos e assimétricos;
 - d) Diferença de kerma entre as técnicas *stitched FOV* e *single FOV*.
2. Cálculo de dose absorvida (D) e estimativa de dose efetiva (E) para a técnica *single FOV*:
 - a) Avaliação de D e E para diferentes equipamentos, com protocolos para o mesmo objetivo de imagem, cujo o feixe de radiação tem geometria simétrica;
 - b) Avaliação de D e E em função da geometria do feixe – simétrico \times assimétrico.
3. Estimativa de dose efetiva (E) e resultado do cálculo da dose absorvida (D) para a técnica *stitched FOV*:
 - a) Avaliação de D e E na técnica *stitched FOV* e comparação destes resultados com os valores obtidos na técnica *single FOV* quando a imagem tem o mesmo objetivo, discutindo qual a melhor técnica;
4. Avaliação da dose absorvida em função da localização do FOV: maxilar e mandíbula;
5. Avaliação da dose absorvida no cristalino dos olhos.

4.1 Parâmetros Físicos dos Equipamentos

Os parâmetros físicos da radiação dos cinco equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico foram avaliados, a fim de se verificar a sua conformidade, além de suas diferenças de funcionamento para formação da imagem. Os protocolos selecionados são de um adulto típico, nas dimensões do simulador antropomórfico, utilizado nos consultórios odontológicos onde esse estudo foi realizado. Foram verificados os valores de tensão, kerma no ar, produto kerma no ar-área (P_{KA}), tempo de exposição, tempo efetivo de

exposição, número de pulsos, taxa de dose por pulso, camada semirredutora, filtração total, distância tubo de raios-X-detector e tempo do pulso[†].

Em relação ao tamanho do FOV, como citado anteriormente, considera-se sempre a disposição (diâmetro \times altura). As incertezas dos equipamentos utilizados para as medições estão dispostas na **Tabela 4.1**.

Tabela 4.1– Incerteza associada a instrumentação utilizada para realização das medições

| Instrumento de medição utilizado | Incerteza associada | |
|---|---------------------|-------------|
| Trena | $\pm 0,5$ mm | |
| Câmara de transmissão PTW Freiburg | ± 15 % | |
| Multissensor Rapidose | Dose | $\pm 0,5$ % |
| | Tempo | ± 1 % |
| | kV | ± 2 % |
| | CSR | ± 10 % |
| Multissensor Accu-Gold | Dose: | $\pm 0,5$ % |
| | Tempo | ± 1 % |
| | kV | ± 2 % |
| | CSR | ± 10 % |

Na **Tabela 4.2**, ao se considerar o valor do kerma, devem ser levados em consideração vários fatores que podem influenciar esse resultado, como: distância entre o tubo de raios-X e o detector - uma vez que todas as medições foram realizadas com o detector de estado sólido sobre o detector do equipamento - a tensão do feixe, o produto corrente pelo tempo (mA.s) e a filtração do equipamento. Esses parâmetros serão discutidos a seguir, em sua grande maioria, individualmente para cada equipamento. Julgou-se desnecessária a correção da distância pelo produto corrente-tempo (mA.s) para avaliar o valor do kerma entre os equipamentos, uma vez que a qualidade da radiação (tensão, CSR) é específica para cada equipamento de TCFC.

[†] No presente estudo, chama-se tempo de pulso o tempo entre o início e o fim da exposição em um pulso e não o período do pulso, que englobaria o tempo do comprimento do pulso.

Tabela 4.2 – Medições dos parâmetros físicos dos equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico estudados neste trabalho e o valor do P_{KA}

| Equip. de TCFC | Valor selecionado | | | | | Medições | | | | | | | | | | |
|------------------|-------------------|------------------|------------------|-----|----------------|-----------|----------------|-------------|----------------|------------------|---------------|------------------|--------------|----------------------|------------------|-----------------|
| | Protocolo | ^b FOV | ^g Ten | | ^f T | Tem | ^b T | Kerma | P_{KA} | ^a CSR | Filtração | ^c TEE | Nº de pulsos | ^d D/p | ⁱ DFD | ^e Tp |
| | | cm×cm | kV | mA | (s) | ± 2% (Kv) | ±1% (s) | ±0,5% (mGy) | ±15% (mGy.cm²) | ±10% mm Al | Total (mm Al) | ±1% (s) | | ±0,5% (mGy) | ±0,5% (cm) | ±1% (ms) |
| CS 9000 | P1 | ø 5 × 3,7 | 70 | 8 | 21 | 70,7 | 21,7 | 3,2 | 174 | 3,1 | 3,2 | 10,8 | 360 | 1,1×10 ⁻² | 65 | 32 |
| ProMax 3D | P2 | ø 5 × 8 | 84 | 12 | 36 | 84,7 | 33,0 | 4,0 | 489,5 | 7,9 | 22,0 | 12,3 | 301 | 1,4×10 ⁻² | 52,7 | 40 |
| Orthophos | P3 | ø 5 × 5 | 85 | 7 | 14,5 | 84,1 | 14,2 | 1,5 | 112 | 6,7 | 14,1 | 5,1 | 200 | 7,7×10 ⁻³ | 53 | 30,4 |
| | P4 | ø 8 × 8 | 85 | 7 | 14,5 | 86,5 | 14,2 | 1,5 | 251 | 6,7 | 13,9 | 5,1 | 200 | 7,7×10 ⁻³ | 53 | 30,4 |
| Gendex | P5 | ø 8,5 × 6 | 120 | 5 | 23 | 120,1 | 22,9 | 2,8 | 385,0 | 9,4 | 16,6 | 9 | 620 | 4,5×10 ⁻³ | 71,4 | 15,1 |
| | P6 | ø 8,5 × 8,5 | 120 | 5 | 23 | 120 | 22,9 | 2,8 | 507,8 | 9,4 | 16,6 | 9,4 | 620 | 4,5×10 ⁻³ | 71,4 | 15,2 |
| | P7 | ø 14 × 8,5 | 120 | 5 | 23 | 120,1 | 22,9 | 2,6 | 478,5 | 9,4 | 15,3 | 9,2 | 620 | 4,2×10 ⁻³ | 71,4 | 15,3 |
| i-Cat | P8 | ø 14 × 6 | 120 | 3-7 | 40 | 130,8 | 41,3 | 3,2 | 571,4 | 9,2 | 14 | 10,8 | 621 | 5,5×10 ⁻³ | 70 | 17,4 |
| | P9 | ø 14 × 8 | 120 | 3-7 | 40 | 127,5 | 41,3 | 3,4 | 718,2 | 9,3 | 13,7 | 10,6 | 621 | 5,5×10 ⁻³ | 70 | 17,3 |

^a CSR – Camada Semirredutora; ^b TE –Tempo de exposição; ^c TEE – Tempo efetivo de Exposição; ^d D/p – Dose por pulso; ^e Tp – Tempo de pulso; ^f T - Tempo; ^g Ten - Tensão; ^h FOV - Campo de Visão (do Inglês: Field of View); ⁱ DFD - distância-fonte detector

4.1.1 Avaliação de Conformidade dos Equipamentos de Acordo com a Legislação Nacional

Para a avaliação de conformidade dos equipamentos estudados, utilizou-se a Portaria MS-453/98, uma vez que é esta portaria que legisla sobre os equipamentos de radiodiagnóstico. Uma limitação encontrada é a falta de atualização desta portaria, publicada antes da existência dos TCFC, em 1998 (MS, 1998).

Os aspectos avaliados foram:

(1) *Exatidão de tensão do tubo*: para assegurar que a leitura da tensão que sai do tubo é a informada pelo equipamento, quando selecionado o protocolo de exposição, dentro dos limites permitidos. A variação máxima permitida é 10 % em relação ao valor nominal definido. Para os equipamentos Orthophos GX 3D, Gendex e i-Cat classic, este teste foi executado apenas para a tensão disponível. Nos demais, mais de um valor da tensão foi verificado, pois os equipamentos permitiam variar a tensão nos diversos protocolos;

(2) *Exatidão do tempo*: comparação do tempo medido pelos sensores de estado sólido com o tempo informado pelo equipamento. A legislação permite uma variação de no máximo 10 % em relação ao valor nominal definido. O que foi avaliado foi o tempo de exposição.

(3) *Linearidade do kerma*: este teste foi executado apenas para equipamentos que permitem a alteração do produto corrente tempo, mA.s. Foi avaliado se o valor do kerma é proporcional à variação do produto corrente-tempo (mA.s);

(4) *Reprodutibilidade da tensão e do kerma no ar*: avaliação de quanto o equipamento é reprodutivo quando repete a exposição sem modificar os parâmetros de exposição. A legislação permite uma variação de até 10 % para equipamentos de radiodiagnóstico, com exceção do mamógrafo para a tensão de pico do equipamento;

(5) *Camada semirredutora (CSR)*: A Portaria MS-453/98 estabelece valores mínimos de CSR para uma dada tensão nos equipamentos de radiodiagnóstico de raios X e mamografia. Porém, não há nada estabelecido em relação a tomógrafos médicos e consequentemente, a equipamentos de TCFC. Sendo assim, neste ponto foram apenas observadas as diferenças de CSR entre os equipamentos.

Como observado na **Tabela 4.2**, os valores de exatidão da tensão do tubo – avaliação (1) – e do tempo – avaliação (2) – estão dentro dos limites estabelecidos pela Portaria MS 453/98 (10 % para o valor nominal da tensão e do tempo). A variação máxima foi 9 % para a tensão para o tomógrafo i-Cat. Em relação ao tempo, o tomógrafo CS 9000 3D apresentou a maior variação de tempo, 5 %.

O kerma – avaliação (3) –, como esperado no teste de linearidade, foi proporcional ao valor do produto corrente-tempo para os equipamentos cujo valor do tempo e/ou corrente podem ser modificados. Estes resultados são apresentados na **Figura 4.1**.

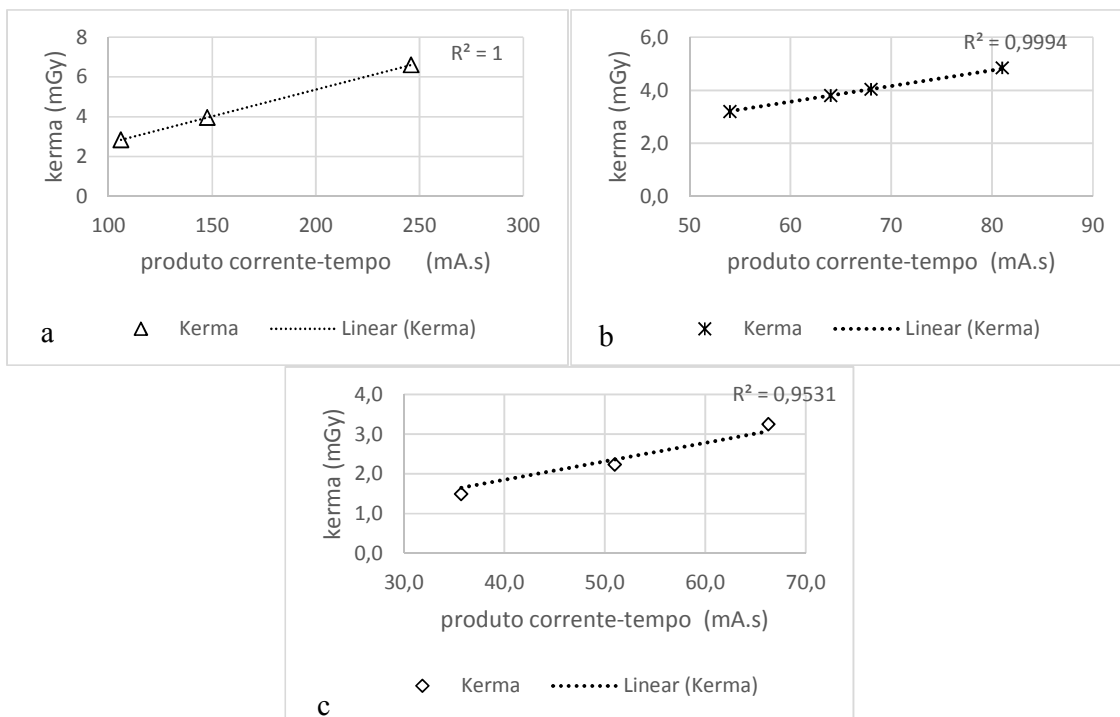


Figura 4.1 – Variação da dose em função do produto corrente-tempo. (a) ProMax 3D; (b) CS 9000 3D; e (c) Orthophos

A reprodutibilidade da tensão e do kerma – avaliação (4) – foi avaliada como “conforme” por estar com o valor de reprodutibilidade abaixo de 10%. Os valores da reprodutibilidade estão apresentados nas tabelas A1 – A10, anexas. A camada semirredutora – avaliação (5) – não foi avaliada como parâmetro de conformidade dentro da legislação, uma vez que ela especifica tensões. Alguns equipamentos estudados não apresentam as tensões especificadas pela Portaria. Sendo assim, todos os parâmetros de exposição estudados estão dentro dos limites estabelecidos pela Portaria MS 453/98 e foram julgados, portanto, como “conformes”.

4.1.2 Avaliação dos Parâmetros Físicos do Equipamento

4.1.2.1 Kerma

Os parâmetros físicos de exposição são muito específicos para cada equipamento como comentado anteriormente e observado na **Tabela 4.2**. De acordo com os protocolos

selecionados e os parâmetros oferecidos pelos equipamentos, os valores de tensão variam entre um valor mínimo de 70 kV ao máximo de 120 kV. Essa diferença corresponde a mais de 70 % entre a menor e a maior tensão. As correntes utilizadas foram entre 5 mA (Gendex e i-Cat) e 12 mA (ProMax 3D), sendo estes valores fixos ou selecionáveis, de acordo com o equipamento ou protocolo estabelecido. O tempo de exposição também foi estabelecido de acordo com o protocolo utilizado ou a limitação do equipamento ao selecioná-lo. Com valores entre 14 s (Orthophos) e 40 s (i-Cat Classic), obteve-se um tempo efetivo de exposição, TEE, entre 5,1 s (Orthophos) e 12 s (ProMax 3D). Tanto o tempo, quanto a corrente apresentam uma diferença de mais de 130 % entre os equipamentos.

O número de pulsos e o ângulo de giro do equipamento também dependem do fabricante e interferem no valor da dose (PAUWELS et al., 2014). Em relação ao ângulo de giro, os equipamentos estudados apresentaram um ângulo de 180° (Orthophos), 210° (ProMax 3D) e 360° (demais equipamentos). O maior ângulo de pulso é de 1° (CS 9000 3D). Porém, o pulso pode acontecer até a taxa de 0,6 °/pulso (Gendex e i-Cat). O ângulo do pulso foi definido dividindo-se o ângulo de giro pelo número de pulsos, uma vez que o ângulo e o tempo de pulso são constantes. Não é possível afirmar que o número de pulsos está relacionado ao kerma para diferentes equipamentos. No entanto, segundo alguns estudos, a dose efetiva de radiação pode-se reduzir entre 40 e 55% quando o ângulo é modificado de 360° para 180°, para o mesmo FOV, em equipamentos que permitem a opção de selecionar/modificar o ângulo (MORANT et al., 2013; PAUWELS et al., 2014). Uma consequência, segundo Abramovitch e Rice (ABRAMOVITCH; RICE, 2014), em relação à redução do ângulo ou do número de quadros de imagem é a redução de detalhes e contraste na qualidade da imagem.

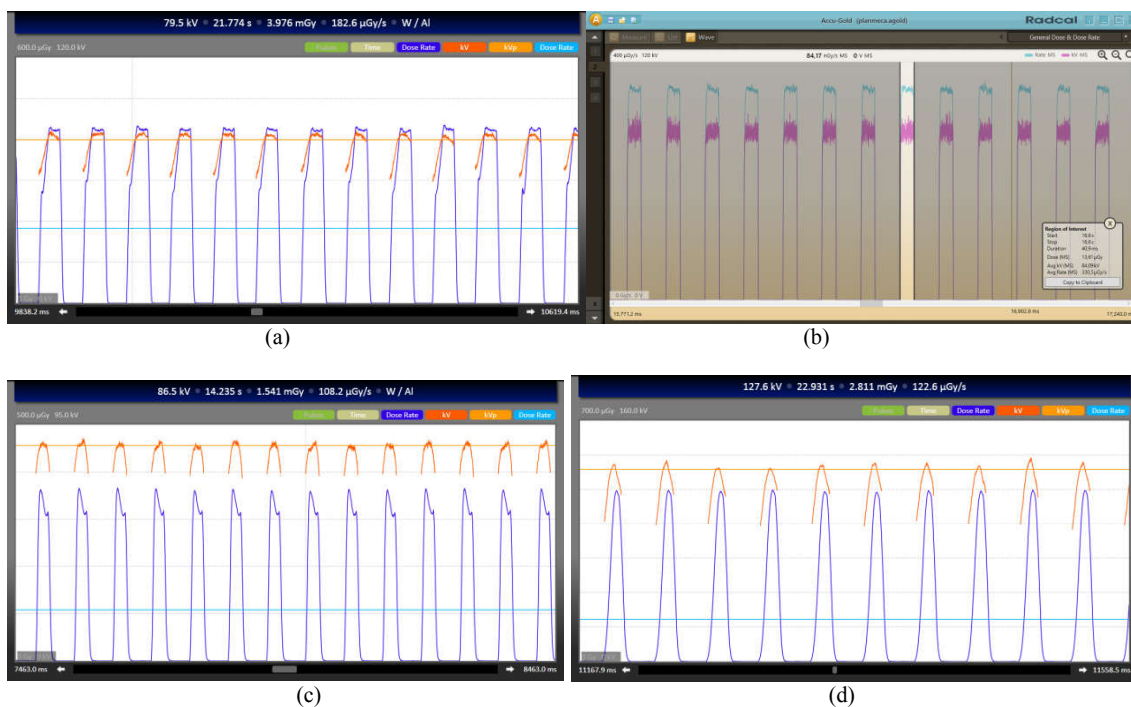
Sobre a distância, ao se considerar a relação entre a maior e menor distância entre o tubo de raios-X de radiação e o detector, houve uma diferença de 26 %.

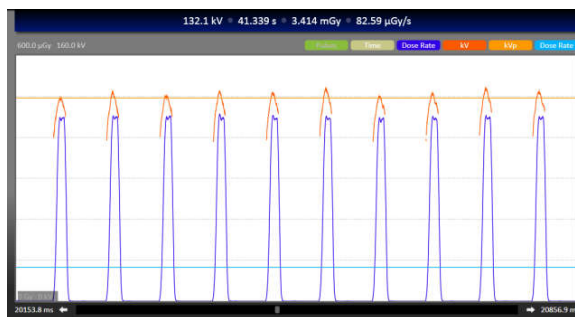
Um fator a chamar a atenção é valor do kerma, que variou de acordo com os parâmetros definidos nos equipamentos, apresentando uma diferença de mais de 200% para técnicas de exposição com o mesmo objetivo de imagem. A diferença de parâmetros físicos dos equipamentos, e até entre os protocolos, influencia diretamente a dose efetiva, dificultando, a estimativa de forma teórica, como será visto a seguir. Esses fatores foram e continuam sendo discutidos em diversos estudos (MORANT et al., 2013; PAUWELS et al., 2012b, 2014; ROBERTS et al., 2009).

Outro fator a ser levado em consideração é a forma de onda. Será observado, no próximo item, que a forma de onda para a exposição do indivíduo influencia a dose de exposição.

4.1.2.2 Forma de onda

Equipamentos com onda contínua, apesar de oferecerem uma maior resolução na imagem, como alegam os fabricantes (ORTHOPHOS, 2009), apresentam maior exposição ao paciente, de forma desnecessária, uma vez que o detector do equipamento utiliza um tempo para enviar os dados ao computador, e durante este tempo, não é realizada leitura de dose, por estar enviando dados ao computador. Todos os protocolos selecionados, para a estimativa da dose efetiva, apresentam forma de onda pulsada, tanto para tensão, quanto para a corrente. Porém, mesmo com essa característica, verificou-se que cada equipamento apresenta diferentes tempos de exposição e de pulso, frequência de pulso e número de pulsos para obter a imagem. A **Figura 4.2** apresenta a forma de onda para todos os equipamentos estudados. Um fato a ser observado é que mesmo a forma da onda sendo a mesma para todos os equipamentos, pulsada, cada um apresenta resposta diferente do gerador que influencia tanto o tempo do pulso quanto a dose por pulso. Este fato é claramente observado na **Figura 4.2**.





(e)

Figura 4.2 – Forma de onda dos equipamentos de TCFC estudados: (a) CS 9000 3D; (b) ProMax 3D; (c) Orthophos; (d) Gendex; e (e) i-Cat.

Avaliando apenas o modo pulsado, entre os equipamentos estudados, verificou-se uma diferença de até 70 % de kerma por pulso, variando entre $4,5 \times 10^{-3}$ mGy (Gendex) e $1,4 \times 10^{-2}$ mGy (ProMax 3D), sendo específico em cada equipamento, **Figura 4.3**. Foi observado que o tempo de pulso está diretamente proporcional à dose por pulso, fato, também relatado por Abramovitch e Rice (2014).

O número de pulsos para a obtenção da imagem, também é específico para cada equipamento e está diretamente ligado ao tempo de exposição e não ao tempo do pulso. Para os equipamentos estudados, o número de pulsos variou entre 200 e 621, com uma frequência entre 9 e 27 pulsos por segundo.

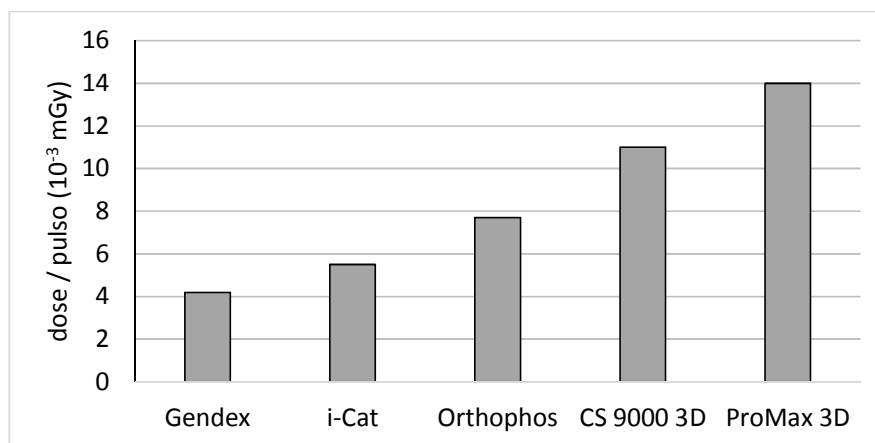


Figura 4.3 – (a) Estudo da dose por pulso em função do tempo de pulso para os equipamentos de TCFC.

Sabe-se que a forma de onda afeta diretamente o rendimento do equipamento, e consequentemente, a dose (SCARFE et al., 2012). O equipamento Orthophos tem a opção de feixe de radiação com forma de onda pulsada e forma de onda contínua. Para opção de modo

contínuo (modo *HD ON* – modo contínuo acionado), foi realizada apenas a medição do kerma. Neste equipamento, o modo contínuo é representado pelo modo *HD ON* (**Figura 4.4**). O valor do kerma, medido no modo *HD ON* foi de 4,1 mGy e 72,0 mA.s para o protocolo de 85 kV, 5 mA e 14,4 s. Este protocolo é selecionado para exames de adolescentes ou um adulto de porte pequeno, **Figura 4.4 (a)**. As medições e a forma de onda estão descritas na **Figura 4.4(b)**. Ao se comparar com o mesmo objetivo de imagem, para este equipamento, no modo pulsado, o protocolo utilizado é 85 kV, 7 mA e 5,1 s de tempo efetivo de exposição, o que resulta em 35,7 mA.s e 1,5 mGy de kerma (**Tabela 4.2**). A relação entre estes dois protocolos, deste equipamento, pode ser representada pela **Equação 4.1**.

$$kerma_{\text{Modo HD ON}} = 2,7 \times kerma_{\text{Modo pulsado}} \quad \text{Equação 4.1}$$

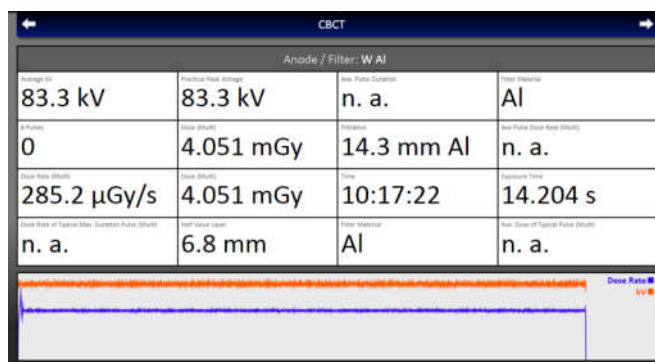
Isto significa que o valor do kerma no ar para o modo HD ON (pulso contínuo), modo de feixe contínuo, é 270 % maior do que para o modo pulsado. Novamente, é relevante lembrar que o detector necessita de um tempo para enviar os dados para o computador. Neste tempo, o paciente receberá radiação desnecessariamente.

Segundo o manual do equipamento (ORTHOPHOS, 2009), a técnica *HD ON* apresenta maior qualidade de imagem na reconstrução e redução de artefatos. Porém, ela também resulta em um maior desgaste do tubo do equipamento.

Em relação à proteção radiológica, o profissional deve avaliar a real necessidade de solicitação de imagem no modo contínuo, para os equipamentos que possibilitam essa técnica.



(a)



(b)

Figura 4.4 – (a) Imagem dos dados técnicos informados pelo equipamento Orthophos para o modo HD ON; (b) medições e forma de onda para a técnica descrita em (a).

4.1.2.3 Outros fatores

Tanto o valor da tensão quanto a filtração modificam o espectro do feixe de radiação, levando assim à variação do endurecimento do feixe de radiação e da dispersão. Nos TCFC utilizados, a filtração do feixe não pode ser estimada com precisão, uma vez que tanto a distância tubo de raios-X-detector (entre 52,7 e 71 cm) quanto a tensão (entre 70 e 120 kV) do feixe são próprios de cada equipamento. Porém, pode-se afirmar que existe uma diferença considerável na filtração, uma vez que, em equivalência de alumínio, ela varia entre 3,2 mm e 22 mm, segundo as medições realizadas.

Em relação à distância, ao se considerar a relação da maior e menor distâncias entre o tubo de raios-X de radiação e o detector, houve uma diferença de até 26 %, sendo 52,7 cm o equipamento de TCFC ProMax 3D a menor distância e 71,4 cm para o equipamento de TCFC Gendex.

Para o tempo e a corrente, observa-se que o tempo efetivo de exposição apresentou uma diferença de mais de 50 % dependendo do equipamento utilizado e a corrente, de mais de 100 %. É interessante observar que a variação entre o tempo efetivo de exposição e o valor do produto corrente-tempo não é proporcional. Assim, avaliar o valor kerma entre os equipamentos torna-se incoerente. No entanto, a avaliação do kerma, individualmente, nos equipamentos de TCFC, é necessária e importante, principalmente para a verificação da conformidade do equipamento e, quando se realiza o estudo da dose efetiva e cálculo da dose absorvida, a obtenção dos parâmetros reais da exposição.

Em alguns equipamentos, os valores dos parâmetros físicos de exposição não são informados ou são informados de forma equivocada. Um exemplo é o equipamento ProMax 3D, que informa o valor do produto corrente-tempo como o produto entre o tempo de exposição e a corrente ($te \times mA$) com um valor de 435 mA.s, muito superior ao valor real que é 147 mA.s, por corresponder ao produto entre o tempo efetivo de exposição e a corrente ($tee \times mA$), como apresentado na **Figura 4.5**.

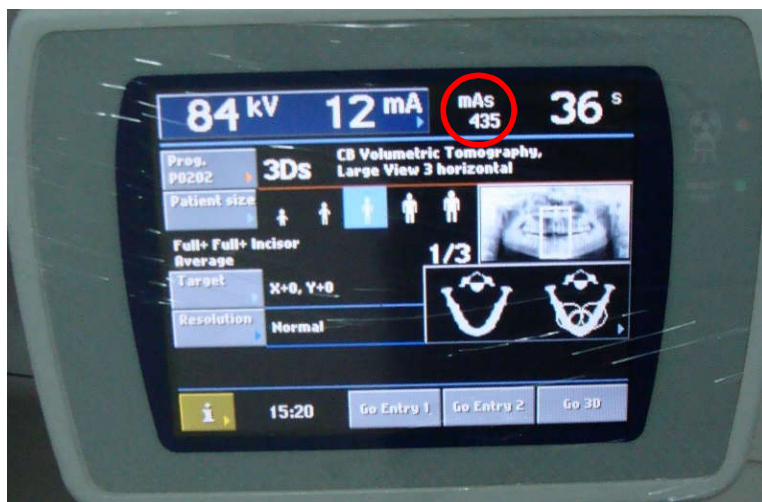


Figura 4.5 – (a) Dados da técnica informada pelo equipamento de TCFC ProMax 3D, sendo o produto corrente-tempo como o produto da corrente pelo tempo de exposição. Nesta técnica, o tempo efetivo de exposição é de aproximadamente 12,3 s, dando um produto de 147 mAs, para essa corrente escolhida.

4.1.3 Produto Kerma no Ar-Área (P_{KA})

Quando se compara dois protocolos com os mesmos parâmetros físicos (produto corrente-tempo, tensão, filtração), modificando apenas o diâmetro do FOV, espera-se que, logicamente, o protocolo com diâmetro maior tenha uma maior estimativa de dose efetiva e um maior valor P_{KA} (ANDRADE et al., 2014; LOFTHAG-HANSEN et al., 2008). Porém, essa afirmação é equivocada quando a geometria do feixe de radiação do protocolo do equipamento é assimétrica, ou com escaneamento de diâmetro estendido (*Extended Diameter Scan* - EDS), como chamado pelo fabricante do equipamento de TCFC Gendex (GENDEX, 2009). Este equipamento apresenta alguns protocolos, no caso deste estudo o protocolo P7, $\varnothing 14 \times 8,5$, cujo feixe apresenta assimetria. As **Figura 4.6(a)** e **(b)** correspondem, respectivamente aos valores da medição do kerma em função do FOV para os equipamentos i-Cat e Orthophos. Para estes equipamentos, cujos feixes são simétricos, o valor do P_{KA} é linearmente proporcional ao tamanho do FOV. Porém, para o protocolo P7, como já comentado sobre sua assimetria, a medição do P_{KA} não é linearmente proporcional ao tamanho do FOV, **Figura 4.6(c)**. Desta figura, observa-se que para os feixes de geometria simétrica, o P_{KA} é proporcional ao FOV. Já para o feixe com geometria assimétrica, **Figura 4.6(c)**, esta proporcionalidade não acontece. Essa observação é importante, uma vez que uma grande maioria dos estudos de Monte Carlo utilizam os valores do P_{KA} para estimar, teoricamente, a dose efetiva. Consequentemente, não é possível utilizar, nestes casos, o P_{KA}

como parâmetro para estimar a dose para todos os tipos TCFC. Apesar disso, esta grandeza continua sendo um parâmetro muito útil para a radiologia odontológica, uma vez que, por exemplo, na radiologia panorâmica o P_{KA} é utilizado para estimar a dose efetiva e a energia transmitida por meio de fatores de conversão (LOFTHAG-HANSEN et al., 2008).

A razão entre o diâmetro de P7 e P6 é de 1,6. Ambos os protocolos são do equipamento Gendex e, como mencionado anteriormente, utilizam os mesmos parâmetros físicos de exposição, modificando apenas o tamanho do FOV. No entanto, os valores do P_{KA} para ambos os protocolos são equivalentes, 50,8 mGy.cm² para o protocolo P6 e 47,8 mGy.cm² para o protocolo P7. Os valores são muito mais próximos do que a diferença de FOV existente. Para avaliar com maiores detalhes o protocolo P7, foi realizado um estudo do valor do kerma entre o tubo de raios-X de radiação e o detector.

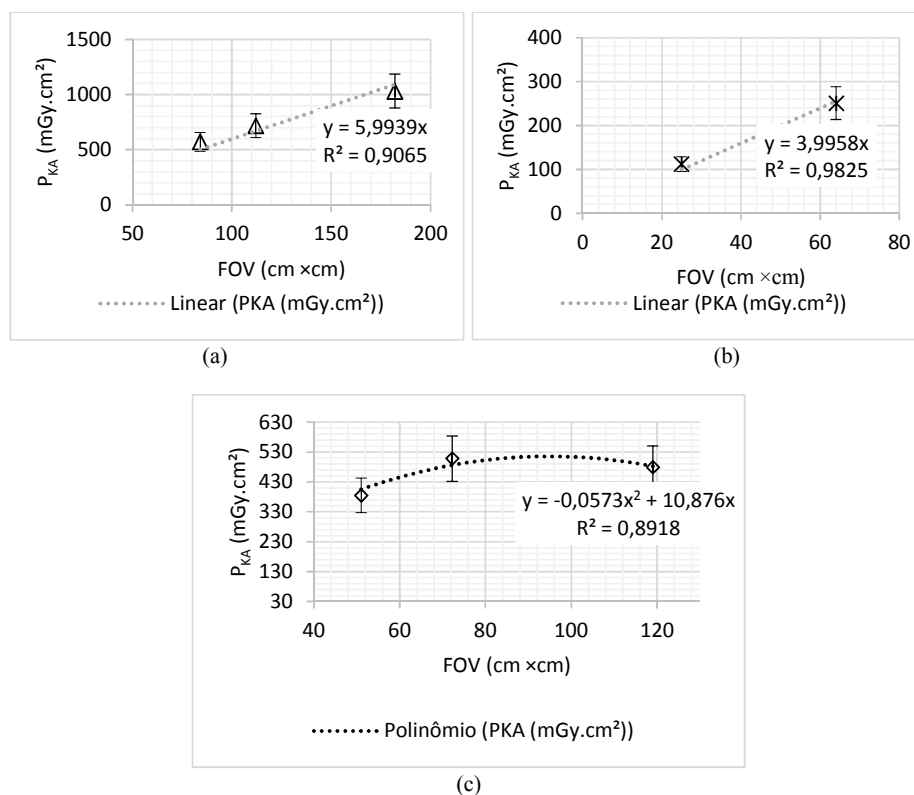


Figura 4.6 – Valores do produto kerma ar-área em função do FOV. (a) e (b) para feixe de radiação simétrico, respectivamente, equipamentos i-Cat e Orthophos; (c) feixe de radiação assimétrico, equipamento Gendex. Mesmo apresentando apenas 2 pontos em (b), observa-se que o valor do P_{KA} é proporcional ao tamanho do FOV. O mesmo não acontece em (c).

4.1.3.1 Relação entre o kerma e P_{KA} para protocolo de feixe assimétrico

Na

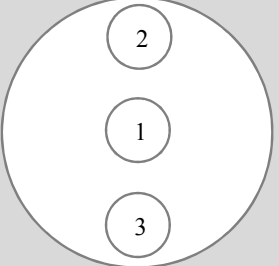
Tabela 4.3, encontram-se os valores correspondentes ao kerma para os protocolos P6 e P7 para o multissensor de estado sólido, posicionado sobre o detector do equipamento e para a câmara de ionização tipo Farmer posicionada entre o detector e o tubo de raios-X – no isocentro do equipamento. Os dados estão organizados por posição da placa de PMMA. Nesta tabela, observa-se que a medição do kerma realizado pela câmara de ionização nas posições 1 (centro), 2 e 3 do PMMA são menores para P7 quando comparadas com P6. Nesta diferença, o protocolo P7 corresponde a pelo menos 2/3 do protocolo P6. Esta verificação justifica a medição do P_{KA} , discutida anteriormente. Em seus estudos, Endo e colaboradores (ENDO et al., 2013) já haviam concluído que o P_{KA} não depende apenas do FOV, mas também dos parâmetros de exposição utilizados em cada situação. Aqui, observa-se que, além dos parâmetros de exposição, é necessário verificar também a geometria do feixe de radiação.

A partir dos resultados da

Tabela 4.3 verifica-se que não há sobreposição do feixe de radiação, uma vez que os valores do kerma no ar do protocolo P7 são menores, nos três pontos avaliados pela câmara de ionização, quando comparados com o protocolo P6. Como comentado anteriormente, item 0, este campo é obtido pelo deslocamento do sensor do equipamento e o fechamento de um dos colimadores. O manual do usuário não indica o quanto o colimador é fechado para a obtenção do diâmetro do FOV (GENDEX, 2009), no entanto, é possível estimá-la teoricamente. Essa tecnologia é uma busca do fabricante de apresentar alternativas de FOVs maiores que o detector e preço acessível, uma vez que o sensor é um dos componentes mais caros do equipamento. Os resultados aqui apresentados indicam a importância de conhecer o projeto tecnológico do equipamento e avaliar todos os protocolos disponíveis.

A simetria do feixe de radiação será discutida novamente no item 4.2.4, quando for comparada a estimativa de dose efetiva e o cálculo da dose absorvida nos órgãos/tecidos.

Tabela 4.3 – Resultados das medições realizadas pelo multissensor de estado sólido, posicionado no detector do equipamento, e pela câmara de ionização tipo Farmer, posicionada nos locais indicados, dentro do campo de radiação, para o equipamento Gendex GXCB 500 na técnica: 120 kV / 5 mA / 8,9 s

| Protocolo | P6 (ø 8,5 × 8,5) | | P7 (ø 14 × 8,5) | |  |
|-------------------|---|---|------------------------------------|----------------------------------|---|
| Posição da câmara | Kerma no sensor ^a ±0,5 % (mGy) | Kerma no centro ^b ±5 % (mGy) | Kerma no sensor ±0,5 % (mGy) | Kerma no centro ±5 % (mGy) | |
| Centro (C) | | | | | |
| 1 | 1,192 | 2,110 | 1,133 | 1,532 | |
| 2 | 1,193 | 2,565/2,553 | 1,154 | 1,266 | |

| | | | | | |
|---|-------|-------|-------|-------|--|
| 3 | 1.203 | 2,309 | 1,142 | 1,501 | |
|---|-------|-------|-------|-------|--|

a – multissensor posicionado sobre o detector do equipamento; b – câmara de ionização posicionada entre o tubo e o sensor de radiação.

4.1.4 Kerma e P_{KA} para técnicas de obtenção de imagem: *stitched FOV* e *single FOV*

Além do artifício dos fabricantes de utilizar geometria assimétrica de feixe de radiação para obter uma imagem maior que o detector do aparelho de TCFC, alguns equipamentos apresentam a técnica *stitched FOV*, que também resulta em uma imagem tomográfica maior que o limite do detector. Dentre os equipamentos estudados, o CS 9000 3D e o ProMax 3D utilizam esta técnica. A **Tabela 4.4** tem os valores do kerma e do P_{KA} para alguns protocolos, de diferentes equipamentos, para obtenção de imagem com dimensões semelhantes. Os protocolos P10 e P11 são da técnica *stitched FOV* e os protocolos P5 e P6 são da técnica *single FOV*. Os valores do kerma e do P_{KA} para os protocolos da técnica *stitched FOV* são, em média, três vezes maiores que os valores dos protocolos P1 – FOV $\phi 5 \times 3.5$ – (3,2 mGy) e P2 – FOV $\phi 5 \times 8$ – (4 mGy) desses mesmos equipamentos, **Tabela 4.2**, enquanto o diâmetro do FOV aumentou em 2 vezes. Este resultado é justificado devido aos campos de radiação serem “costurados” de forma a aumentar o tamanho final do FOV. A imagem obtida é digitalmente reconstruída pelo software, ou seja, três exposições foram realizadas para que o diâmetro do FOV dobrasse de tamanho.

Tabela 4.4 – Comparação entre valores de medição do kerma e P_{KA} para protocolos de radiação com objetivos semelhantes.

| Equipamento / FOV cm \times cm | Protocolo | Ângulo (°) | Tensão kV | Corrente mA | Kerma $\pm 0,5\%$ (mGy) | P_{KA} $\pm 15\%$ (mGy.cm ²) |
|-------------------------------------|-----------|---------------|--------------|----------------|-------------------------------|--|
| Gendex / $\phi 8,5 \times 8,5$ | P6 | 360 | 120 | 5 | 2,8 | 507,8 |
| Gendex / $\phi 8,6 \times 6$ | P5 | 360 | 120 | 5 | 2,8 | 385 |
| CS 9000 3D / $\phi 8 \times 3.5$ | P10 | 360 | 70 | 8 | 8,9 | 523 |
| ProMax 3D / $\phi 10 \times 8$ | P11 | 210 | 84 | 12 | 11,9 | 1224,3 |

Os protocolos P6 e P11 apresentam objetivos clínicos de imagens semelhantes em relação à altura e com diâmetro para exposição. Nesses protocolos é possível a obtenção da imagem das duas arcadas dentárias. No entanto, o valor do kerma de P11 é 4,2 vezes maior que o de P6. A **Figura 4.7** apresenta, graficamente, essa diferença. Os protocolos P5 e P10 também têm a mesma finalidade clínica. No protocolo P10, percebe-se, que devido à altura, do FOV, 3,7 cm, é possível a obtenção da imagem de apenas uma arcada dentária de cada vez, assim como no protocolo P5. A razão do kerma entre P10 e P5 é de 2,6 vezes. Logo, em relação às medições de kerma, a técnica *stitched FOV* não é recomendável, ao levar em conta

a proteção radiológica do paciente, quando comparado à técnica *single FOV* com os mesmos objetivos clínicos de imagem. Este fato também será observado ao se estimar a dose efetiva para estes protocolos.

Mais uma vez, os resultados confirmam que, além dos parâmetros de exposição e do P_{KA} , é necessário observar a geometria do feixe de radiação e a técnica utilizada pelo equipamento para a obtenção da imagem no FOV desejado.

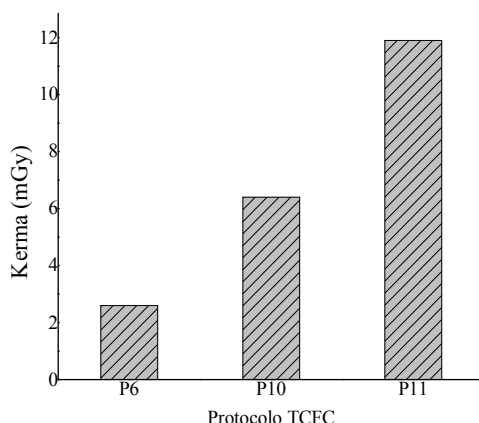


Figura 4.7 – Comparação do kerma para protocolos que utilizam técnicas diferentes de radiação. Os protocolos P10 e P11, que utilizam a técnica *stitched FOV*, apresentam valores maiores que os protocolos P6 e P7, que utilizam a técnica *single FOV*.

4.2 Cálculo da contribuição individual ($w_T \times H_T$) de órgãos / tecidos e estimativa de dose efetiva (E) para a técnica *single FOV*

A grande maioria dos equipamentos de TCFC existentes no mercado apresentam a técnica *single FOV* (FOV único). A **Tabela 4.5** e a **Figura 4.8** mostram a contribuição ($w_T \times H_T$) dos órgãos / tecidos e a dose efetiva para os protocolos selecionados.

O valor da dose efetiva nos protocolos variou entre 9,3 μSv para o protocolo P1 (CS 9000 3D) e 111,5 μSv , para o protocolo P9 ($\varnothing 14 \times 8$ – i-Cat). Alguns fatores devem ser levados em consideração (b) se discutir a dose efetiva e a contribuição [$w_T \times H_T$] dos tecidos/órgãos avaliados e comparar alguns resultados com outros estudos. Primeiramente, foi utilizado um simulador antropomórfico feminino, enquanto que a maioria dos estudos utilizam simulador antropomórfico masculino (GENDEX, 2009; KOIVISTO et al., 2012; LOUBELE et al., 2009; PAUWELS et al., 2012a, 2014; QU et al., 2010; THEODORAKOU et al., 2012). Alguns estudos, já realizados, afirmam que, devido às dimensões, a dose

absorvida e a dose efetiva são maiores no simulador feminino, quando comparado com o masculino. Segundo Morant e colaboradores (2013), devido à diferença da dose absorvida para os órgãos e tecidos, é recomendado que seja estimada a dose efetiva para ambos os gêneros. Alguns estudos, além de utilizarem o simulador antropomórfico feminino para estimar dose efetiva em mulheres, também a utilizam para estimativa em jovens e homens de pequena corpulência (THEODORAKOU et al., 2012).

Outro fator a ser discutido é a grande diversidade de protocolos e de técnicas existentes entre os equipamentos ou para o mesmo equipamento. Como observado anteriormente, não existe, ainda, uma semelhança de parâmetros físicos de exposição entre os equipamentos. Essas diferenças, como observado na **Tabela 4.5** e na **Figura 4.8**, apresentam como consequências valores de doses efetivas muito diferentes entre equipamentos e protocolos, e consequentemente, a dose absorvida entre os órgãos / tecidos avaliados (MORANT et al., 2013; PAUWELS et al., 2012b; ROTTKE et al., 2013).

Em relação ao voxel, por questões de disponibilidade nos equipamentos, não foi definido um voxel único para todos os equipamentos. De acordo com os estudos de Grünheid e colaboradores (GRÜNHEID et al., 2012), a variação do voxel não influencia o valor da dose. Eles observaram valores similares nas medições para dose efetiva ao manterem todos os parâmetros de radiação, modificando apenas o voxel selecionado. No entanto, alguns equipamentos, como o Gendex, associam o voxel ao tempo. Nesse caso, há variação da dose.

Neste tópico, inicialmente, será realizado um estudo geral da dose efetiva, comparando e discutindo os resultados deste estudo com outros estudos publicados sobre alguns equipamentos selecionados para a realização deste trabalho. Um fato a ser levando em consideração e alertado por Pauwels e colaboradores é que, dos diversos estudos realizados e publicados sobre a estimativa de dose efetiva, entre os trabalhos não são comparáveis, mesmo com a semelhança dos equipamentos. O motivo é a diferença entre os vários tipos de simuladores e protocolos utilizados, bem como as diferentes posições e a quantidade de dosímetros inseridos nos simuladores. No entanto, neste mesmo estudo, ele afirma que esta é a modalidade mais aceita para estimar a dose efetiva dos protocolos dos equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico (PAUWELS et al., 2012b).

Tabela 4.5 – Contribuição individual ($w_T \times H_T$) dos órgãos / tecidos para os protocolos seleccionados e a estimativa da dose efetiva para a técnica single FOV– resultados em μSv ($\pm 10\%$).

| Equipamentos | CS 9000 | ProMax 3D | Orthophos | | Gendex | | | i-Cat | |
|----------------------------|---------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|---------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|
| FOV* / Protocolo | $\phi 5 \times 3,7 / \text{P1}$ | $\phi 5 \times 8 / \text{P2}$ | $\phi 5 \times 5 / \text{P3}$ | $\phi 8 \times 8 / \text{P4}$ | $\phi 8,5 \times 6 / \text{P5}$ | $\phi 8,5 \times 8,5 / \text{P6}$ | $\phi 14 \times 8,5 / \text{P7}$ | $\phi 14 \times 6 / \text{P8}$ | $\phi 14 \times 8 / \text{P9}$ |
| Glândulas Salivares | 4.5 | 20 | 2.9 | 5.4 | 14.6 | 15.5 | 11.2 | 16 | 27.9 |
| Tireoide | 0.8 | 6.8 | 0.8 | 2.8 | 7.7 | 6.4 | 6.1 | 6.7 | 19.9 |
| Medula óssea | 0.6 | 8.7 | 1.7 | 1.6 | 6.1 | 6.5 | 6.5 | 12.4 | 15.7 |
| Superfície óssea | 0.2 | 2.3 | 0.5 | 0.4 | 1.7 | 1.8 | 1.7 | 3.3 | 4.2 |
| Esôfago | – | 0.8 | 0.1 | 0.3 | 0.8 | 0.6 | 0.6 | 0.6 | 2.1 |
| Cérebro | – | 1.7 | 0.2 | 0.2 | 0.9 | 1.2 | 1.3 | 2.5 | 2.6 |
| Pele | 0.3 | 0.9 | 0.2 | 0.3 | 0.4 | 0.6 | 0.3 | 0.7 | 0.9 |
| Tecidos restantes | 2.8 | 27.1 | 4.2 | 6.6 | 18.9 | 19.4 | 15.3 | 20.4 | 38.3 |
| Dose Efetiva | 9.3 | 68.3 | 10.5 | 17.6 | 51.2 | 52 | 43.1 | 62.7 | 111.5 |

FOV = Campo de visão

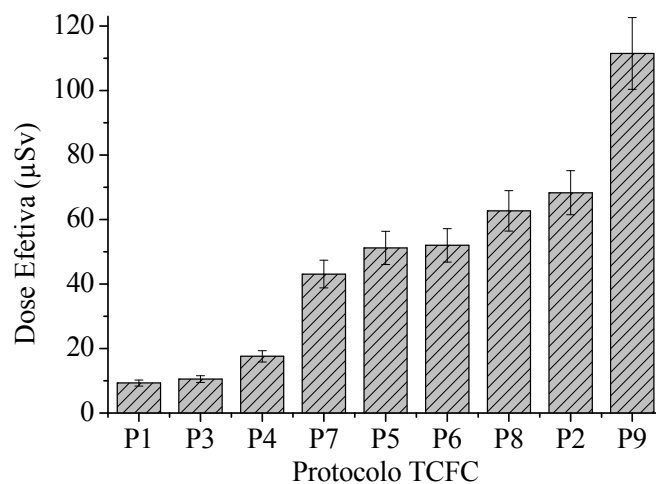


Figura 4.8 – Dose Efetiva (μSv) para os protocolos de TCFC seleccionados.

I. Equipamento ProMax 3D

O TCFC ProMax 3D, protocolo P2 (FOV $\varnothing 5 \times 8$) apresentou uma dose efetiva estimada em 68,3 μSv . Devido à dimensão do FOV, não é possível definir uma diferença significativa na dose efetiva, quando comparado com outros estudos, **Tabela 4.6**. Embora as dimensões do FOV, no qual a medição foi realizada, sejam diferentes dos apresentados na literatura, observa-se que há uma grande variação de valores de dose efetiva entre os protocolos, nos diversos estudos, mesmo os que apresentam parâmetros de radiação semelhantes. Outra observação relevante é que a dose efetiva para este equipamento se apresentou com valor bastante significativo nos vários estudos, fato também observado neste estudo. O protocolo P2 possibilita a obtenção de imagem de apenas algumas unidades dentárias das duas arcadas; no entanto este protocolo apresentou a maior dose efetiva para a técnica *single FOV*.

Tabela 4.6 – Valores da dose efetiva descritos na literatura para o equipamento ProMax 3D.

| Outros estudos | Tensão kV | FOV cm \times cm | C ou PCT mA ou mA.s | Dose efetiva μSv | Presente estudo |
|----------------------------|--------------|-----------------------|---------------------------|-----------------------------------|---|
| (ROTTKE et al., 2013) | 84 | 3.2×4.2 | 1 mA | 23 | |
| | 84 | 8×8 | 16 mA | 357 | |
| (PAUWELS et al., 2012a) | 84 | 8×8 | 19,9 mA.s | 28 | 84 kV / $5 \times 8 \text{ cm}^2$ / 12 mA / 144 mA.s 68,3 $\mu\text{Sv} \pm 6,8 \mu\text{Sv}$ |
| | 84 | 8×8 | 169 mA.s | 122 | |
| (KOIVISTO et al., 2012) | 84 | 8×8 | 145 mA.s | 153 | |
| (QU et al., 2010) | 84 | 8×8 | 144 mA.s | 216 | |
| (THEODORAKOU et al., 2012) | 84 | 8×8 | 19,6 mA.s | 18 | |

C = corrente; PCT = produto corrente-tempo; FOV= campo de visão

II. Equipamento CS 9000 3D

Ao estudar o protocolo P1, deve-se levar em consideração que alguns estudos anteriores a 2013 apresentam resultados como Kodak 9000 3D e não CS 9000 3D. Ambos são o mesmo equipamento, com mudança, apenas da empresa fabricante, atualmente a *Carestream Health*. A **Tabela 4.7** apresenta alguns resultados de estudos sobre este equipamento, em comparação com o resultado deste trabalho. Ao observar a dose efetiva, verifica-se uma amplitude entre 16 e 48 μSv . No presente estudo, a dose efetiva estimada foi 9,3 μSv . Sabe-se que a depender da localização do FOV no objetivo de imagem, o valor da dose efetiva pode ser diferente, devido aos diversos órgãos / tecidos sensíveis na direção do feixe primário (PAUWELS et al., 2014). Assim, levando em consideração trabalhos que realizaram estudos da dose efetiva do maxilar superior frontal, Pauwels e colaboradores

encontraram 19 μSv (107 mA.s) e Theodorakou e colaboradores, 16 μSv (85,6 mA.s). A técnica utilizada por Theodorakou é similar a deste estudo, porém, ele obteve 66% a mais de dose. Esta diferença pode ser respondida pela dimensão do simulador, visto que ele utilizou o simulador com dimensões de uma criança de 10 anos, ou pela posição do TLD no simulador, uma vez que a localização do tecido/órgão é pontual. A posição do TLD, em especial neste protocolo, é muito relevante devido às dimensões do FOV, ($\varnothing 5 \times 3,7$), o que exige uma perícia maior do profissional responsável pela operação do equipamento para obtenção da imagem.

Tabela 4.7 – Valores da dose efetiva descritos na literatura para o equipamento CS 9000 3D.

| Outros estudos | Tensão kV | Região | C ou PCT mA ou mA.s | Dose efetiva μSv | Presente estudo |
|----------------------------|-----------|---------------------------------------|---------------------|-----------------------------|---|
| (ROTTKE et al., 2013) | 60 | --- | 2 mA | 25 | 70 kV / 5 \times 3.7 cm ² / 8 mA / 86.4 mA.s 9,3 $\mu\text{Sv} \pm 0,9 \mu\text{Sv}$ Maxilar superior - frontal |
| | 90 | --- | 10 mA | 48 | |
| (PAUWELS et al., 2012a) | 70 | Maxilar superior - frontal | 107 mA.s | 19 | |
| | 70 | Maxilar inferior – região molar | 107 mA.s | 40 | |
| (THEODORAKOU et al., 2012) | 70 | Região molar Fantom adolescente | 106,8 mA.s | 24 | |
| | 70 | Frontal superior Fantom 10 anos | 85,6 mA.s | 16 | |

C = corrente; PCT = produto corrente-tempo; FOV= campo de visão

III. Equipamento i-Cat Classic

O equipamento i-Cat Classic, protocolos P8 (FOV ($\varnothing 14 \times 6$)) e P9 (FOV ($\varnothing 14 \times 8$)), resultou em estimativas de doses efetivas de 62,7 μSv e 111,5 μSv , respectivamente, **Tabela 4.5**. Alguns estudos na literatura associados com o protocolo P9 deste equipamento estão descritos na **Tabela 4.8**. Os resultados deste estudo estão dentro do intervalo encontrado por Loubele e colaboradores (LOUBELE et al., 2009), 77 μSv , e Roberts e colaboradores (ROBERTS et al., 2009), 206,2 μSv . A diferença entre os varios estudos pode ser explicada pelo tamanho do FOV e pela localização pontual dos dosímetros nos órgãos/tecidos radiosensíveis. Outros trabalhos que utilizam este equipamento não foram apresentados por serem de data anterior a 2007, ou seja, utilizaram a ICRP 60 (ICRP-60, 1990) para a estimativa da dose efetiva.

Tabela 4.8 – Valores da dose efetiva descritos na literatura para o equipamento CS i-Cat.

| Estudos publicados | Tensão kV | FOV cm × cm | PCT mA.s | C mA | Dose efetiva (μ Sv) |
|------------------------|--------------|----------------|-------------|---------|-----------------------------|
| (ROBERTS et al., 2009) | 120 | 20 × 25 | --- | 3 – 8 | 206,2 |
| (LOUBELE et al., 2009) | 120 | 16 × 13 | 39,5 | 3 – 8 | 77 |

C = corrente; PCT = produto corrente-tempo; FOV= campo de visão

IV. Equipamento Orthophos XG 3D

O equipamento Orthophos XG 3D apresentou a dose efetiva de 10,5 μ Sv para o protocolo P3 e de 17,6 μ Sv para o P4. Rottke e colaboradores (ROTTKE et al., 2013), em seu estudo, utilizando o protocolo de FOV 8 × 8 cm², 85 kV, 13 mA, obtiveram uma dose efetiva de 176 μ Sv. Como neste trabalho, em específico, o autor não especificou o modo do feixe, pulsado ou contínuo, e nem o tempo utilizado, não é possível analisar a causa da obtenção de uma dose efetiva 5 vezes maior do que a obtida neste estudo.

V. Equipamento Gendex GXCB 500

Não foi encontrado na literatura, até o momento em que este trabalho foi escrito, dados referentes à dose efetiva para este equipamento, neste modelo.

4.2.1 Dose efetiva em relação ao objetivo da imagem

A **Figura 4.9** apresenta a estimativa da dose efetiva, em função do objetivo da imagem tomográfica de cabeça e pescoço, tendo como base de localização as arcadas dentárias inferior e superior. Os protocolos foram distribuídos em: **A.** FOV Localizado (P1, P2 e P3) – protocolo que resulta na imagem de apenas algumas unidades dentárias, devido ao seu diâmetro; **B.** FOV 1 Arcada (P5 e P8) – protocolo que resulta na imagem de uma das arcadas dentárias; **C.** FOV 2 Arcadas (P4 e P6) – protocolo que resulta na imagem das duas arcadas, com diâmetro menor que 10 cm, limitando-se à imagem apenas das arcadas dentárias; e **D.** FOV Grande (P7 e P9) – protocolo que resulta na imagem das duas arcadas e parte da face, com diâmetro maior que 10 cm. Para imagens de **A** e **B**, as medições foram obtidas com o simulador posicionado para imagens tomográficas do maxilar (arcada superior), devido à limitação de alguns equipamentos em posicionar o simulador.

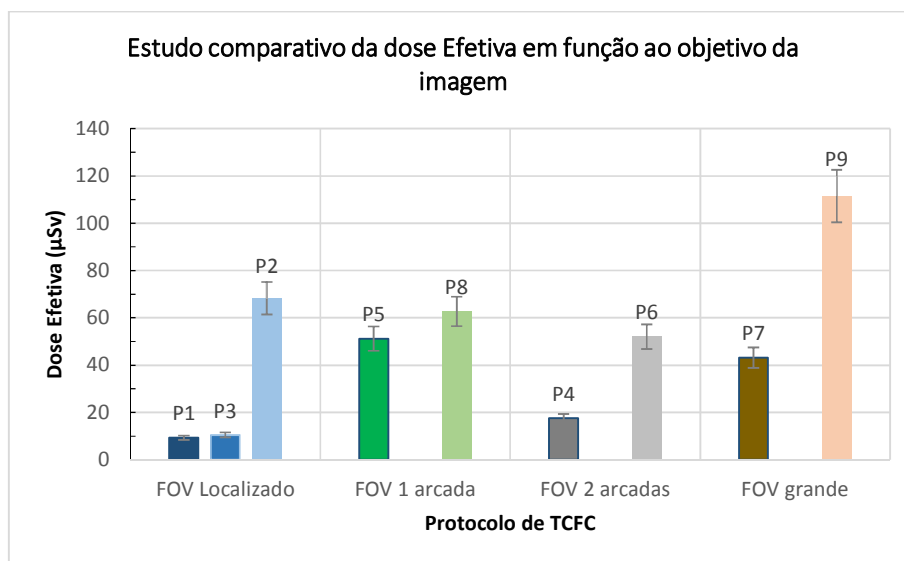


Figura 4.9 – Estudo comparativo da dose efetiva em relação do objetivo da imagem (semelhança do FOV) para quatro protocolos estudados: FOV Localizado, FOV 1 Arcada, FOV 2 Arcadas e FOV Grande.

Na **Figura 4.9**, pode-se observar uma diferença significativa de dose efetiva entre os protocolos em função do objetivo de imagem. A maior diferença, de dose efetiva, é apresentada para o protocolo cujo objetivo da imagem são para algumas unidades dentárias – FOV Localizado. Ao avaliar os três protocolos, P1, P2 e P3, deve-se levar em consideração que o protocolo P2 apresenta uma altura de FOV de 8 cm. Com essa altura, é possível realizar o escaneamento de algumas unidades dentárias das arcadas inferior e superior, simultaneamente. Já os protocolos P1 e P3 permitem apenas a obtenção de imagem de algumas unidades dentárias da arcada superior ou inferior do paciente. Porém, mesmo que seja feito, grosseiramente, a estimativa de dose efetiva para apenas uma arcada dentária (dividindo o valor da dose de efetiva de P2 por 2), o protocolo P2 ainda apresentará uma dose efetiva pelo menos 325 % maior que os protocolos P1 e P2. Para o equipamento Orthophos XG foi realizado, FOV $\varnothing 5 \times 5$, a exposição de unidades dentárias da região frontal das arcadas inferior e superior. Assim, comparando o protocolo P2, que apresentou imagem de unidades dentárias das duas arcadas, com a soma dos protocolos P3, 10,5 µSv (maxilar), e P12, 7 µSv (mandíbula) (**Tabela 4.12**), P2 ainda apresentará dose efetiva 3,7 vezes maior que a soma destes protocolos para a mesma região de interesse.

Para a obtenção de imagem de apenas uma arcada dentária – FOV 1 Arcada –, os protocolos P5 e P8 não apresentam diferenças estatísticas significativas de dose efetiva, quando comparados à mesma região de interesse. Para o FOV que engloba as 2 arcadas

dentárias – FOV 2 Arcadas – com o centro na mesma região de interesse, percebe-se uma razão de 3 entre os protocolos P6 e P4. Os equipamentos, onde os protocolos englobam, além das arcadas, parte do rosto, devido ao diâmetro do FOV (FOV Grande) são os protocolos P9 e P7. Ambos os protocolos têm as dimensões de FOV muito próximas (protocolo P9 tem 0,5 cm a mais de diâmetro). A razão da dose entre P9 e P7 é 2,5 vezes maior que a dose do protocolo P7. Os parâmetros físicos de exposição, também, são semelhantes: 120 kV em ambos os casos e produto corrente-tempo de 36,12 mA.s para P9 (informado pelo equipamento) e 47 mA.s para P7. Além disso, ambos são do mesmo representante nacional, KaVo. Porém, como já discutido no item 4.1.1, o protocolo P7 tem geometria assimétrica do feixe. Este fator, além de interferir no resultado do P_{KA} , também modificou o valor da dose efetiva. Assim, observa-se que, em relação à proteção radiológica, o protocolo P7 é mais recomendado para este objetivo de imagem.

4.2.2 Avaliação da dose absorvida pelos órgãos/tecidos

O cálculo da dose absorvida nos tecidos/órgãos pode ser observado na **Tabela 4.9**. A **Figura 4.10** mostra, de forma representativa, qual a contribuição dos órgãos e tecidos para a dose efetiva em todos os protocolos. Nela observa-se que tecidos restantes e glândulas salivares contribuíram com mais de 60% da dose efetiva. Em se tratando de contribuição individual, as glândulas salivares destacam-se com 31% do total de dose efetiva estimada nos protocolos estudados, chegando 48 % para o protocolo P1. Este valor é representativo, uma vez que o protocolo P1 apresenta o menor FOV e apresenta uma dose absorvida 50% maior do que protocolo P2, cujo o objetivo de imagem é o mesmo. É relevante salientar que as glândulas salivares foram incluídas como órgão listado individualmente em 2007 a partir da publicação da ICRP 103 (ICRP-103, 2007). Com isso, pode ser afirmado que, pelo menos 30% da dose efetiva estimada após 2007 corresponde à mudança dos valores de ponderação da ICRP. Os tecidos restantes apresentam a maior contribuição, uma média de 36% da dose efetiva calculada (entre 30 e 40%). Em relação aos tecidos restantes, na ICRP 103, houve a inclusão da mucosa oral e das vias extratorácicas, que por estarem no campo primário ou próximo, na grande maioria dos protocolos, aumentam a contribuição dos tecidos restantes em relação à dose efetiva. Para os tecidos restantes, também houve a modificação do fator de peso do tecido (w_T), de 0,05 para 0,12. As contribuições representadas pelas glândulas salivares e tecidos restantes estão de acordo com estudos realizados por Pauwels e colaboradores (2012b), Koivisto e colaboradores (2012) e Morant e colaboradores (2013), como observado na **Tabela 4.10**.

Tabela 4.9 – Dose absorvida (μGy) dos órgãos e tecidos para protocolos tomográficos de feixe cônico selecionados

| FOV* | $\phi 5 \times 3,7$ | $\phi 5 \times 8$ | $\phi 5 \times 5$ | $\phi 8 \times 8$ | $\phi 8,5 \times 6$ | $\phi 8,5 \times 8,5$ | $\phi 14 \times 8,5$ | $\phi 14 \times 6$ | $\phi 14 \times 8$ |
|---------------------|---------------------|-------------------|-------------------|-------------------|---------------------|-----------------------|----------------------|--------------------|--------------------|
| Protocolo | P1 | P2 | P3 | P4 | P5 | P6 | P7 | P8 | P9 |
| Glândulas Salivares | 450 | 2000 | 290 | 540 | 1460 | 1550 | 1120 | 1600 | 2790 |
| Tireoide | 20 | 170 | 20 | 70 | 193 | 160 | 153 | 168 | 498 |
| Medula óssea | 5 | 73 | 14 | 13 | 51 | 54 | 54 | 103 | 131 |
| Superfície óssea | 20 | 230 | 50 | 40 | 170 | 180 | 170 | 330 | 420 |
| Esôfago | | 20 | 3 | 8 | 20 | 15 | 15 | 15 | 53 |
| Cérebro | – | 170 | 20 | 20 | 90 | 120 | 130 | 250 | 260 |
| Pele | 30 | 90 | 20 | 30 | 40 | 60 | 30 | 70 | 90 |
| Tecidos restantes | 23 | 226 | 35 | 55 | 158 | 162 | 128 | 170 | 319 |

*FOV= campo de visão

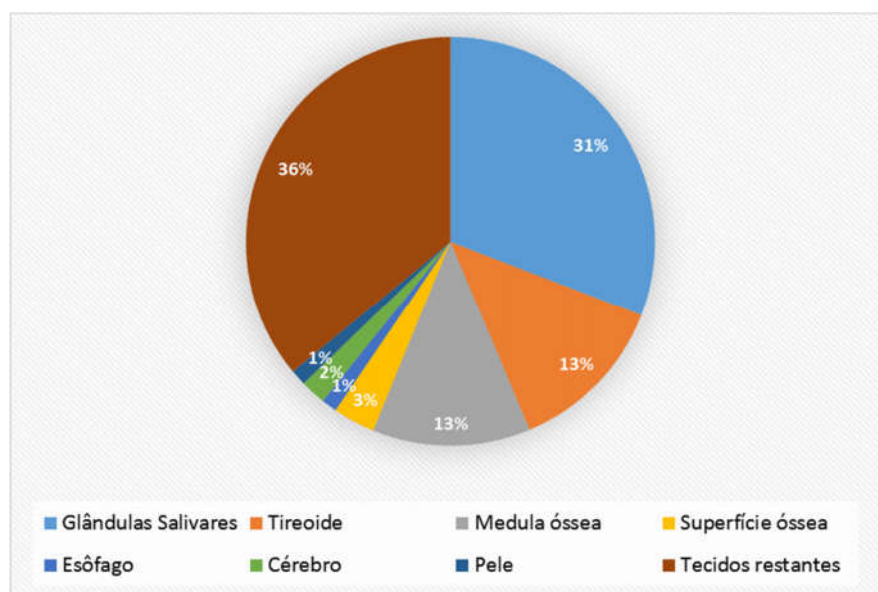


Figura 4.10 – Contribuição média dos órgãos/tecidos para dose efetiva.

A medula óssea e a tireoide também apresentam contribuições significativas para a dose efetiva, em torno de 13% e 15%, respectivamente. Um fato a ser levantado é a exposição da tireoide. A contribuição de dose efetiva na tireoide pode ser reduzida utilizando protetor de tireoide, elevando a sua importância para a proteção radiológica. Esses resultados também estão de acordo com outros estudos realizados e obtidos na literatura conforme a **Tabela 4.10**. As contribuições da pele, cérebro, superfície óssea e esôfago, individualmente, foram pouco relevantes, tanto no presente estudo quanto dos estudos de Pauwels e colaboradores (2012) e Morant e colaboradores (2013).

Tabela 4.10 – Contribuição da fração relativa de alguns órgãos/tecidos à dose efetiva.

| Referência | Glândulas salivares | Tecidos restantes | Tireoide | Medula óssea |
|-------------------------|-----------------------|-----------------------|----------------------|----------------------|
| (PAUWELS et al., 2012b) | 24 % | 37 % | 21 % | 14 % |
| (KOIVISTO et al., 2012) | 21 % | 32 % | 21 % | 16 % |
| (MORANT et al., 2013) | Intervalo – 20 e 29 % | Intervalo – 31 e 36 % | Intervalo – 8 e 17 % | Intervalo – 9 e 11 % |

4.2.3 Avaliação da dose absorvida pelos órgãos e tecidos em função do objetivo da imagem

A avaliação da dose absorvida dos órgãos/tecidos, **Tabela 4.9**, a partir do objetivo da imagem em relação aos protocolos selecionados, é melhor visualizada pelas **Figura 4.11**, **Figura 4.12**, **Figura 4.13** e **Figura 4.14**.

Na **Figura 4.11**, a avaliação da dose absorvida pelos órgãos/tecidos para o FOV Localizado, neste caso, no maxilar superior, na região frontal reflete o resultado observado anteriormente, na análise da dose efetiva para esses protocolos. O protocolo P2 apresenta a maior dose absorvida, destacando-se as glândulas salivares, 2 mGy, com dose 4,4 vezes maior que o protocolo P1 e 6,8 vezes maior que o protocolo P3. Mesmo considerando que o protocolo P2 realiza imagens de algumas unidades dentárias das arcadas inferior e superior, simultaneamente, ele apresenta uma dose absorvida muito superior, quando comparado aos demais protocolos. Em relação ao equipamento ProMax 3D, na literatura, dois trabalhos destacam-se: 1. Koivisto e colaboradores, (2012), com o protocolo (145 mA.s, $\varnothing 8 \times 8$, 84 kV). Neste estudo foi encontrada uma contribuição de dose efetiva, ($w_T \times H_T$), das glândulas salivares, de 32 μ Sv, o que corresponde a 3,2 mGy . 2. Pauwels e colaboradores (2012b) para o protocolo (169 mA.s, $\varnothing 8 \times 8$, 84 kV) encontraram 2,6 mGy. Quando comparado com o presente estudo, ao ser considerado o protocolo utilizado (147 mA.s, $\varnothing 5 \times 8$ e 84 kV), o valor da dose efetiva correspondem ao da literatura. Para os protocolos de FOV Localizado, destacaram-se também a superfície óssea, cérebro, pele, tireoide e tecidos restantes.

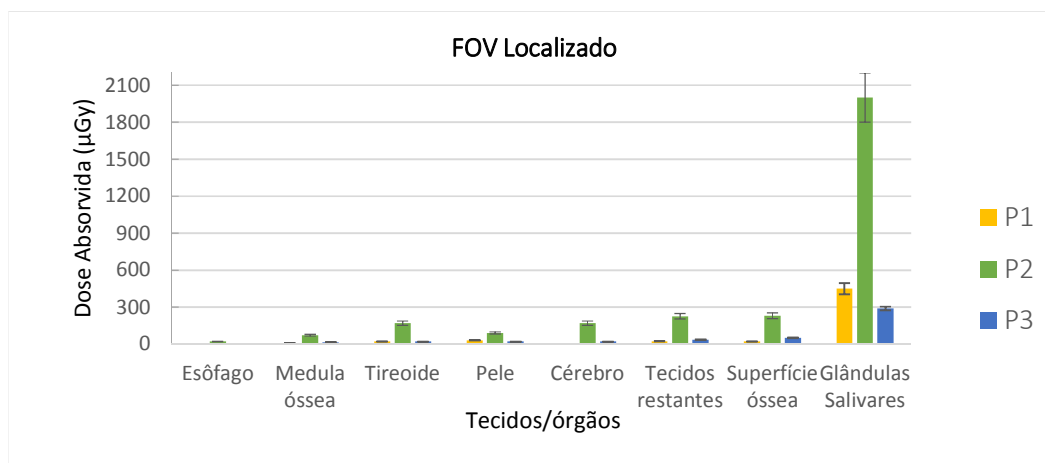


Figura 4.11 – Dose absorvida (μGy) para tecidos/órgãos para o protocolo FOV Localizado

A **Figura 4.12** apresenta a avaliação da dose absorvida para os tecidos/órgãos estudados cujos protocolos objetivam imagem de apenas uma arcada dentária, FOV 1 Arcada. Para os as doses absorvidas nestes protocolos, P5 e P8, os valores são estatisticamente semelhantes, sendo maior destaque para o protocolo P8 no cérebro, superfície óssea, tireoide e medula óssea.

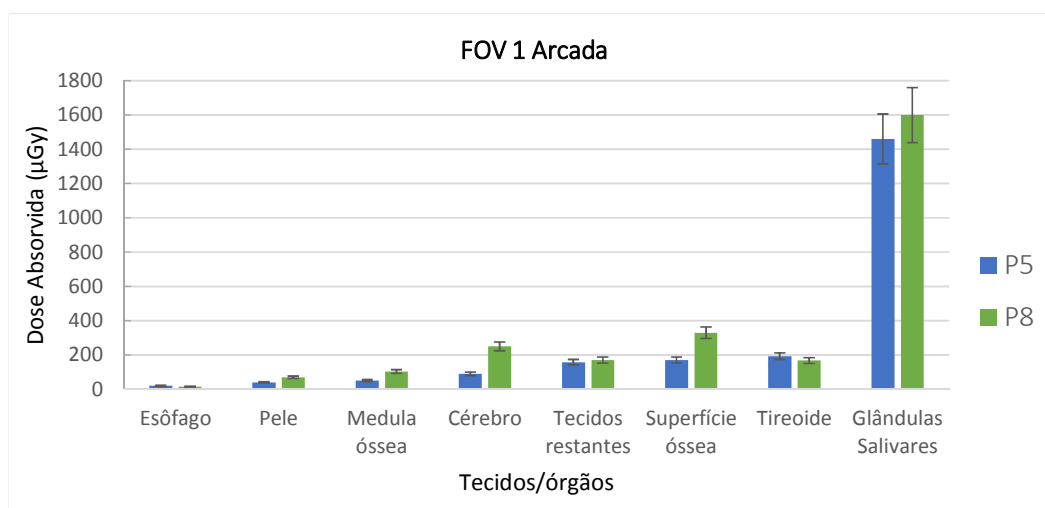


Figura 4.12 – Dose absorvida (μGy) para tecidos/órgãos para o protocolo FOV 1 Arcada.

A dose absorvida para tecidos/órgãos em protocolos de FOV que irradiam as duas arcadas dentárias (FOV 2 Arcadas) é apresentado na **Figura 4.13**. A razão entre os protocolos P6 e P4 é de pelo menos 2 vezes no esôfago e pele, chegando a 4,5 para a superfície óssea.

Como nos outros protocolos, as glândulas salivares destacam-se com maior absorção individual de dose.

Os protocolos P4 e P6 têm FOVs com dimensões muito próximas (0,5 cm de diferença em cada lado). O que os diferencia, na obtenção da imagem - além dos parâmetros físicos -, é o fato do protocolo P4 ser realizado com um giro de 180° enquanto o protocolo P6 tem giro de 360°. Pauwels e colaboradores (2014) discutiram a relação do ângulo de giro do *gantry* do tomógrafo computadorizado de feixe cônico TCFC em função da dose. Neste estudo eles concluíram que a redução do ângulo de giro do equipamento contribui para a redução da dose, uma vez que reduz o tempo de exposição e o número de quadros. É provável que essa diferença de ângulos seja um dos motivos para a diferença de dose. Porém, é necessário lembrar que existem outros fatores que influenciam, como, por exemplo, o tempo de pulso e a dose por pulso, como discutido anteriormente.

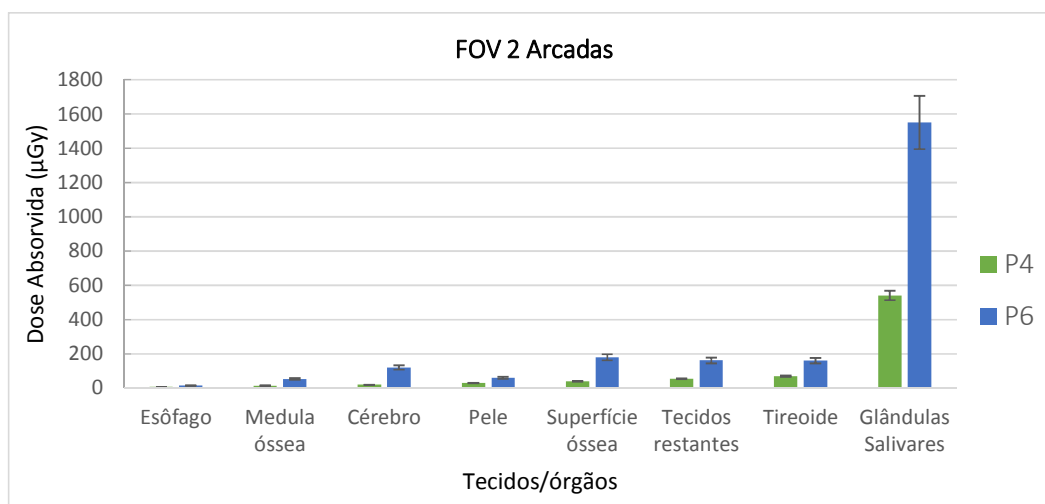


Figura 4.13 – Dose absorvida (μGy) para tecidos/órgãos para o protocolo FOV 2 Arcada.

A **Figura 4.14** compara a dose absorvida pelos tecidos/órgãos para os protocolos FOV Grande, P7 e P9. Em todos os tecidos/órgãos avaliados observou-se que o protocolo P9 apresentou maior dose absorvida, como já discutido, ao se avaliar a dose efetiva desses protocolos, para este objetivo de imagem. Essa diferença chegou a 3,2 vezes para a tireoide e 2,5 vezes para as glândulas salivares e tecidos restantes. Deve ser chamada a atenção que, em relação à dimensão do FOV, como já mencionado, o protocolo P7 é 0,5 cm maior que P9. Assim, quando é levada em consideração a proteção radiológica, o protocolo P7, novamente, é o mais indicado para este objetivo de imagem.

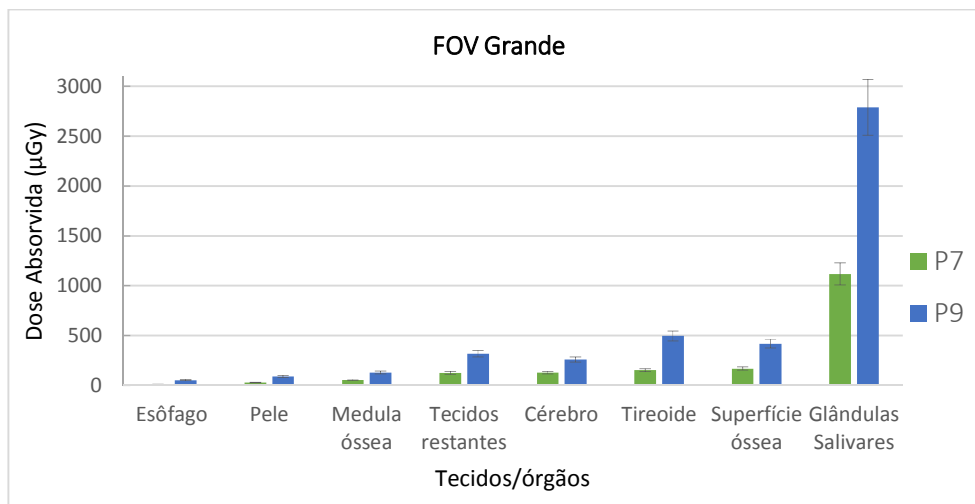


Figura 4.14 – Dose absorvida (μGy) para tecidos/órgãos para o protocolo FOV Grande.

No item 4.2.4 do presente estudo, será discutido justamente sobre protocolos de imagem de TCFC que utilizam mudança na geometria do feixe para obterem dimensões maiores de imagem que o tamanho do detector.

4.2.4 Dose efetiva em função da simetria do feixe de radiação

A **Figura 4.15** apresenta os valores da dose absorvida para os protocolos P6 ($\varnothing 8,5 \times 8,5$) e P7 ($\varnothing 14 \times 8,5$). Ambos os protocolos pertencem ao mesmo equipamento, Gendex GXCB 500, e com os mesmos parâmetros físicos de exposição, modificando apenas o tamanho do diâmetro do FOV. Como discutido anteriormente (item 4.1.4), o protocolo P7 apresenta um feixe com assimetria. Assim, embora o diâmetro de P7 seja 1,65 vezes o diâmetro do protocolo P6, a dose efetiva de P7 é 18 % menor. Ao se considerar a incerteza associada às medições, estes resultados são estatisticamente semelhantes, por estarem dentro dos limites de incerteza. Sabe-se que feixe com geometria assimétrica é uma forma de obter uma imagem maior que o detector do equipamento, buscando assim baratear o valor do equipamento de TCFC, uma vez que o detector corresponde a um valor significativo dela. Com isso, o equipamento Gendex GXCB 500, embora tenha um detector de dimensões $13 \text{ cm} \times 13 \text{ cm}$, consegue apresentar imagens de FOV $14 \times 8,5 \text{ cm}^2$. Essa análise, novamente, demonstra que protocolos com geometria assimétrica de feixe apresentam vantagens, na comparação com feixes de geometria simétrica, em relação à proteção radiológica.

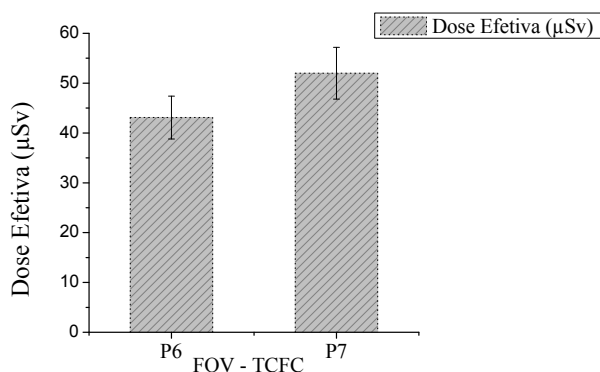


Figura 4.15 – Dose efetiva em função da simetria do feixe para dois protocolos do equipamento Gendex, que utilizam os mesmos parâmetros de exposição.

Ao se realizar a comparação entre os protocolos, de técnica *single FOV*, com o mesmo propósito clínico, observa-se a necessidade de se levar em conta aspectos de proteção radiológica, considerando, também, as dimensões do FOV selecionado, os parâmetros geométricos e os parâmetros de exposição (kV, mA, forma de onda – pulsada ou contínua, tempo, ângulo de giro). Nesta análise, foi possível observar que diferentes protocolos, de mesma técnica, de diferentes equipamentos para o mesmo fim diagnóstico apresentam valores de doses efetivas e doses absorvidas não correspondentes. Assim, é atual e necessário, avaliar e discutir a dose efetiva e dose absorvida para os diversos equipamentos de TCFC presentes no mercado, principalmente pelo fato dos TCFC estarem em constante atualização, modificação e inovação. Percebe-se, também, que calcular a dose absorvida e estimar a dose efetiva torna-se necessário para todas as marcas e modelos de equipamentos, presentes no mercado, até que parâmetros de referência sejam estabelecidos, sem limitar a capacidade de inovação dos fabricantes.

Em relação aos órgãos avaliados, com a mudança dos parâmetros estabelecidos pela ICRP, as glândulas salivares apresentam valores significativos, que devem ser levados em consideração. O mesmo acontece em relação aos tecidos restantes, que ao avaliar a contribuição da dose efetiva, contribuem em torno de 36 % dela, como observado na **Figura 4.10**.

Na próxima seção, serão estudadas as medições da dose absorvida nos tecidos/órgãos e a estimativa de dose efetiva em relação à técnica utilizada. Será feita uma comparação entre as técnicas *stitched FOV* e *single FOV* (com campos simétricos e assimétricos) para objetivos semelhantes de obtenção de imagem, discutindo qual a técnica mais recomendada em termos de proteção radiológica.

4.3 Estimativa de dose efetiva (E) e resultado do cálculo da dose absorvida (D) para a técnica *stitched FOV*

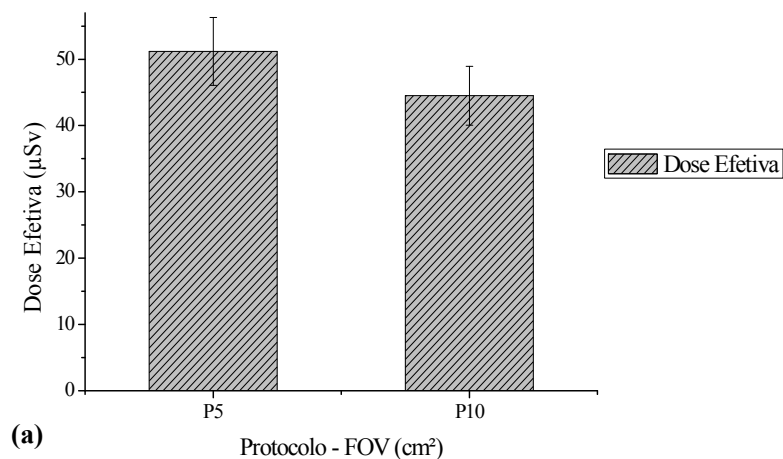
A **Tabela 4.11** apresenta os valores da dose absorvida nos tecidos/órgãos e dose efetiva para os protocolos de técnica *stitched FOV*, protocolos P10 e P11.

Tabela 4.11 – Dose absorvida ($\mu\text{Gy} \pm 10\%$) nos tecidos/órgãos e dose efetiva ($\mu\text{Sv} \pm 10\%$) para protocolos tomográficos de feixe cônico selecionados de técnica *stitched FOV*

| FOV / Protocolo | $\varnothing 8 \times 3.7 / \text{P10}$ | $\varnothing 10 \times 8 / \text{P11}$ |
|---------------------|---|--|
| Equipamento | CS 9000 | ProMax 3D |
| Glândulas Salivares | 2455 | 6485 |
| Tireoide | 59 | 817 |
| Medula óssea | 18 | 281 |
| Superfície óssea | 59 | 908 |
| Esôfago | 5 | 50 |
| Cérebro | 30 | 384 |
| Pele | 104 | 157 |
| Tecidos restantes | 111 | 737 |
| Dose efetiva | 44,5 | 236,2 |

O protocolo P10 permite a obtenção de imagem de uma arcada dentária completa, enquanto que no protocolo P11 é possível a obtenção das duas arcadas dentárias, quando aplicado. Para o protocolo P10, o objetivo da medição foi o maxilar. Ao comparar os dois protocolos, observa-se, pela **Tabela 4.11**, que a dose absorvida nos tecidos/órgãos em P11 é superior a P10, chegando a 15 vezes o valor para alguns tecidos/órgãos, como medula óssea e superfície óssea. Individualmente, as glândulas salivares apresentam o maior valor de dose absorvida, em ambos os protocolos, como analisado na técnica *single FOV*. Ao avaliar a contribuição individual das glândulas salivares para a dose efetiva, ($w_T \times H_T$), para o protocolo P10 a contribuição é de 55 % e para o protocolo P11, 27 %. Haver uma maior contribuição das glândulas salivares para a dose efetiva é justificado devido à junção dos campos na região das glândulas salivares, campos localizados, havendo uma sobreposição de campos na região para a posterior reconstrução, via *software*. A sobreposição de campos é demonstrada na **Figura 3.4**, no capítulo de materiais e métodos. O protocolo P11 utiliza uma altura 2,2 vezes maior do que o protocolo P10, fornece uma dose absorvida 2,6 vezes maior e uma dose efetiva estimada 5,3 vezes maior. Esse fato justifica-se tanto pelos parâmetros de exposição utilizados no protocolo P11 quanto pelo número de tecidos/órgãos expostos à radiação primária e secundária serem maiores.

A **Figura 4.16** apresenta a comparação de dose efetiva e dose absorvida pelas glândulas salivares entre os protocolos das técnicas *stitched FOV* e *single FOV*, protocolos P5 e P10. Ambos os protocolos têm o mesmo objetivo de imagem, a arcada dentária superior. Na **Figura 4.16(a)** observa-se que o valor da dose efetiva, para ambos os protocolos, é estatisticamente igual, uma vez que está dentro dos limites de incerteza. Em relação às dimensões do FOV, o protocolo P5 é 1,6 vezes maior que o protocolo P10, consequentemente, irradiando um maior número de órgãos / tecidos. Porém, o protocolo P10, com altura, 3,7 cm, apresenta maior possibilidade de erro na realização da imagem e um maior número de pré-irradiações para localizar o objetivo da imagem. Quando avaliada individualmente, as glândulas salivares para os dois protocolos, como já mencionado, é o órgão que mais contribui para a dose efetiva na tomografia de feixe cônico. Assim, ao comparar a sua contribuição individual em função do total de dose efetiva para os protocolos P5 e P10, **Figura 4.16(b)**, observa-se que no protocolo P5 a contribuição de dose das glândulas salivares representa 29 % da dose efetiva, enquanto que no protocolo P10 representa 55 %. O protocolo P5 apresentou o valor de contribuição das glândulas salivares para a dose efetiva próximo da média obtida, 31 %. Uma justificativa para esta diferença, em relação a P10, é a sobreposição dos campos de radiação no método de “costura” – para a obtenção deste FOV, de diâmetro com 8 cm, foram realizadas 3 exposições de FOV ($\varnothing 5 \times 3,7$). Em consequência, ao se avaliar a quantidade de dose absorvida, nas glândulas salivares, entre os dois protocolos, **Figura 4.16(c)**, observa-se que o protocolo P5 apresenta um valor 40 % menor que o protocolo P10. Assim, percebe-se que, mesmo o protocolo P10 apresentando valores de dose efetiva próximos à do protocolo P5, ele não apresenta vantagens, em termo de proteção radiológica, quando se avalia a contribuição individual dos órgãos / tecidos.



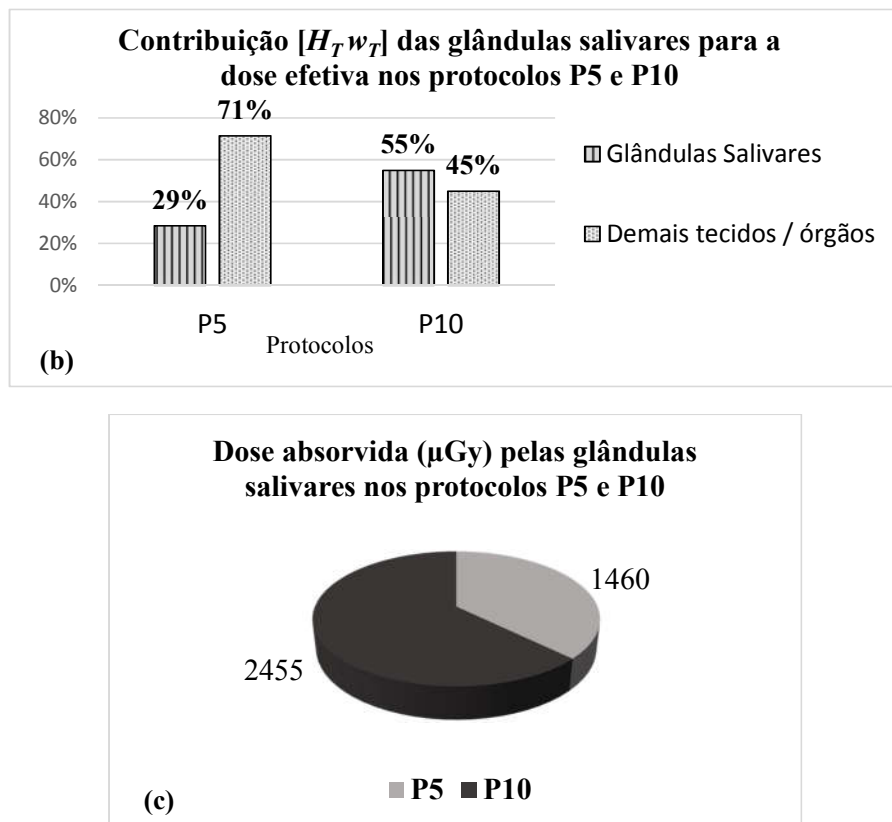


Figura 4.16 – (a) Comparação de dose efetiva entre as técnicas *stitched FOV* e *single FOV* para o maxilar superior, protocolos P5 e P10; (b) valores relativos da contribuição das glândulas salivares para o total de dose efetiva dos protocolos; e (c) comparação entre a quantidade de dose absorvida pelas glândulas salivares para os protocolos P5 e P10.

A **Figura 4.17** mostra uma comparação entre a dose efetiva dos protocolos P6 – técnica *single FOV* – e protocolo P11 – técnica *stitched FOV*. Estes dois protocolos apresentam um FOV que possibilita a irradiação das duas arcadas dentárias e com dimensões semelhantes. Quando se compara os dois protocolos, o protocolo P11 apresentou 4,5 vezes a dose obtida pelo protocolo P6. A dose absorvida nos órgãos / tecidos entre esses dois protocolos, **Figura 4.17(b)**, difere pelo menos 2,6 vezes para pele, chegando até a 5 vezes para tireoide. Fica claro que, para o objetivo de imagem das duas arcadas dentárias, a técnica *stitched FOV*, protocolo P11, também não apresenta quaisquer vantagens em relação ao protocolo P6, em termos de proteção radiológica.

Se for comparar o protocolo P11 (técnica *stitched FOV*) com o protocolo P7 (técnica *single FOV* de feixe assimétrico) a razão entre a dose absorvida nos órgãos / tecidos é de pelo menos 3 vezes para pele, chegando até a 5,7 vezes para glândulas salivares e tecidos restantes. Deve-se chamar a atenção que o protocolo P7 apresenta um diâmetro de 14 cm, possibilitando

a irradiação estendida à face do paciente. Assim, percebe-se que a técnica *stitched FOV* quando comparada com a técnica *single FOV*, de feixe assimétrico também não apresenta nenhuma vantagem em relação a proteção radiológica.

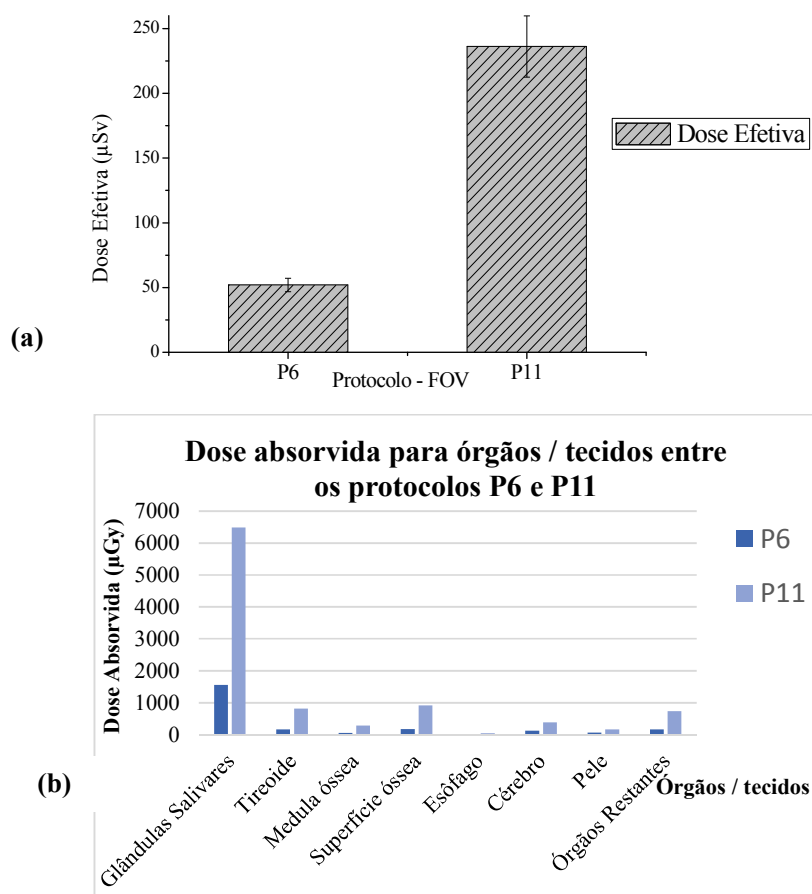


Figura 4.17 – (a) Comparação da dose efetiva (μSv) para os protocolos P6 – *single FOV* – e P11 – *stitched FOV* – com objetivos de imagem semelhantes e (b) comparação da dose absorvida pelos órgãos / tecidos para os protocolos P6 e P11.

Todas as discussões realizadas até o momento levaram em conta a comparação entre protocolos de diferentes equipamentos, discutindo o objetivo da imagem solicitada. Na próxima seção, será discutida a comparação entre protocolos aplicados em duas regiões diferentes do simulador, maxilar e mandíbula, e o quanto a dose efetiva pode modificar, dependendo do objetivo da imagem.

4.4 Comparação da dose efetiva de localizações diferentes

A **Tabela 4.12** apresenta a dose absorvida nos tecidos/órgãos radiosensíveis e a dose efetiva de irradiação na mandíbula do simulador antropomórfico, para o protocolo de FOV Localizado, P12, e protocolo de FOV 1 Arcada, P13. O protocolo P12 foi realizado pelo equipamento Orthophos, 85 kV, 7 mA, 5,1 s de exposição com ângulo de giro de 180°, e o protocolo P13, pelo equipamento TCFC i-Cat classic, de FOV 14 × 6 cm², 120 kV, 3 – 7 mA, 40 s de exposição, com ângulo de 360° de giro. A dose efetiva para os protocolos foram 7,0 µSv para o protocolo P12 e 61,3 µSv para P13.

Tabela 4.12 – Dose efetiva (µSv) e dose absorvida (µGy) pelos tecidos/órgãos para os protocolos de FOV Localizado – unidades dentárias da mandíbula, P12 – e FOV 1 Arcada – mandíbula.

| Equipamento | Orthophos | i-Cat |
|----------------------|---------------|----------------|
| FOV / Protocolo | ø 5 × 5 / P12 | ø 14 × 6 / P13 |
| Tecidos/órgãos (µGy) | | |
| Glândulas Salivares | 231 | 1695 |
| Tireoide | 28 | 320 |
| Medula óssea | 4 | 57 |
| Superfície óssea | 14 | 183 |
| Esôfago | 2 | 30 |
| Cérebro | 6 | 116 |
| Pele | 6 | 51 |
| Tecidos restantes | 22 | 167 |
| Dose Efetiva (µSv) | 7,0 | 61,3 |

Ao se comparar o protocolo P12 (7 µSv) com o protocolo P3 (10,5 µSv), observa-se uma diferença de 50% a mais de dose no protocolo P3, mesmo sendo os dois protocolos do mesmo equipamento e utilizando os mesmos parâmetros de irradiação. Essa diferença pode ser explicada pela **Figura 4.18**, que compara a dose absorvida (em µGy) para os dois protocolos. Pela localização do FOV, apresentaram diferenças significativas as glândulas salivares, superfície óssea, tireoide e tecidos restantes. Para a mandíbula, a tireoide apresentou maior dose absorvida e para o maxilar, as glândulas salivares apresentaram maior a dose absorvida.

Ao se comparar os protocolos P8 e P13, percebe-se que, estatisticamente, a dose efetiva, 62,7 µSv para P8 e 61,3 µSv, para P13 são muito semelhantes. Em relação à dose absorvida, pela **Figura 4.19** observa-se que a dose absorvida pelos tecidos/órgãos é apresentada de acordo com a posição do campo de radiação, como esperado. A radiação

absorvida no procedimento da mandíbula é maior nas glândulas salivares e na tireoide e menor nos outros tecidos radiosensíveis selecionados.

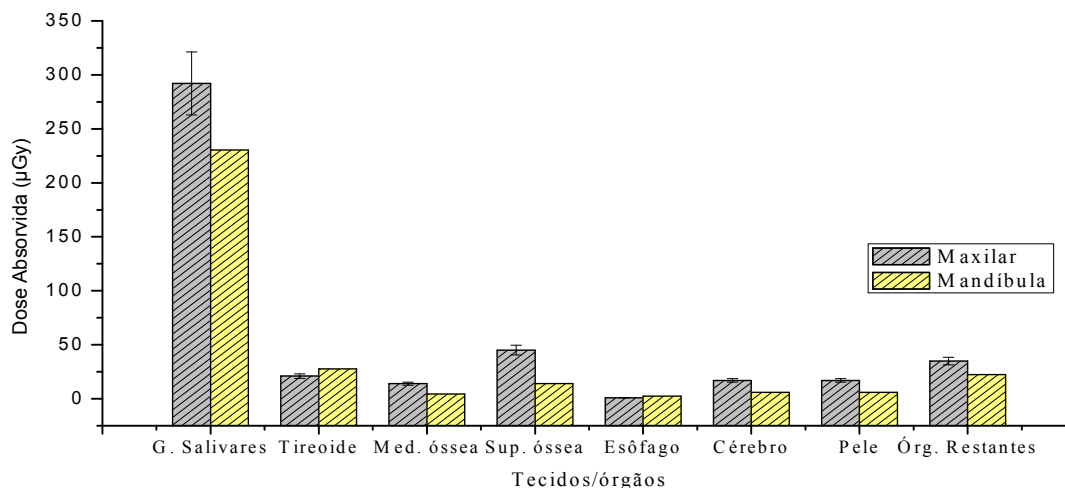


Figura 4.18 – Comparação entre absorção de dose absorvida (μGy) pelos tecidos/órgãos para protocolo FOV Localizado da mandíbula frontal e maxilar frontal, protocolos P3 e P12.

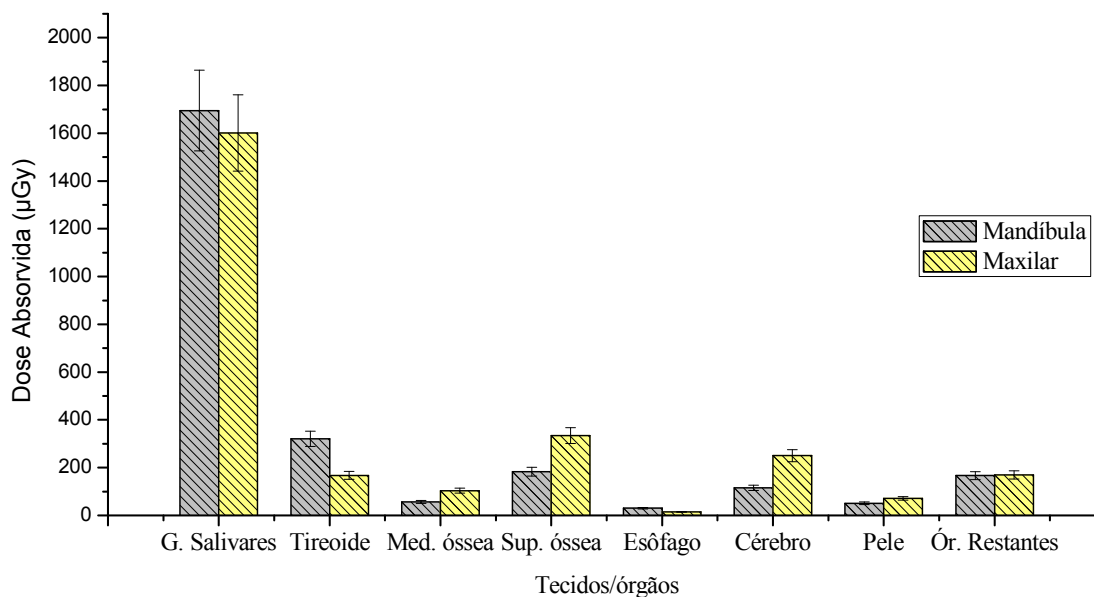


Figura 4.19 – Comparação entre absorção de dose absorvida (μGy) pelos tecidos/órgãos para protocolo FOV 1 Arcada da mandíbula e maxilar, protocolos P8 e P13.

Estudos, já realizados, mostraram diferenças significativas de dose efetiva para protocolos de equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico quando se irradia duas diferentes regiões da boca do indivíduo, utilizando protocolos de FOVs pequenos, com os mesmos parâmetros de radiação. Um recente estudo de Pauwels e colaboradores (2014)

apresentaram resultados de uma variação de dose efetiva entre 54 μSv , para o canino superior, e 101 μSv , para o molar inferior, para o equipamento *3D Accuitomo 170 CBCT (J. Morita, Kyoto, Japan)* no FOV ($\varnothing 4 \times 4$). Para o FOV ($\varnothing 6 \times 6$), a dose efetiva estimada foi 113 μSv , para a região frontal superior, e 148 μSv , para molar inferior.

Foi verificado, no presente estudo, tendo como base os resultados deste trabalho e os resultados apresentados por Pauwels e colaboradores que:

- a) Para protocolos de FOVs localizados, a dose efetiva depende, além dos parâmetros de irradiação, do protocolo e da técnica utilizada, e da localização do objetivo da imagem no indivíduo;
- b) Quanto menor o tamanho do FOV, maior a diferença de dose efetiva: para o FOV ($\varnothing 5 \times 5$), a diferença de dose efetiva da região frontal inferior, quando comparado com a frontal superior resultou em um aumento de 50 %. Para o FOV ($\varnothing 14 \times 6$) os valores da dose efetiva estão dentro da incerteza estatística. O mesmo observou-se nos resultados de Pauwels e colaboradores, onde, no FOV ($\varnothing 4 \times 4$), se obteve uma diferença de aproximadamente 100 % quando comparadas duas regiões diferentes e para o FOV ($\varnothing 6 \times 6$) a diferença apresentada foi aproximadamente 30 %.

4.5 Dose absorvida nos cristalinos

A **Tabela 4.13** mostra as medições da dose absorvida no cristalino dos olhos para todos os protocolos do presente estudo. A dose absorvida no cristalino apresentou valores entre 39 μGy , protocolo P12, para a técnica *single FOV*, localizado ($\varnothing 5 \times 5$) na mandíbula frontal, e 2,6 mGy para o protocolo P11, FOV que contempla as duas arcadas dentárias ($\varnothing 10 \times 8$) na técnica *stitched FOV*. Todos os valores estão representados graficamente na **Figura 4.20**. Ao comparar o protocolo P11, técnica *stitched FOV*, com o protocolo P6, por apresentarem dimensões de FOV aproximadas, percebe-se que os cristalinos dos olhos em P6 absorveram 55 % da quantidade de radiação absorvida por P11. Sobre a assimetria, ao comparar os protocolos P6 e P7, percebe-se que P7 apresentou 45 % a menos de dose.

Comparando protocolos localizados no maxilar com protocolos localizados na mandíbula, observou-se diferenças muito significativas, sendo as doses absorvidas no cristalino muito maiores para os protocolos localizados no maxilar. Por exemplo, no protocolo P13, mandíbula, a dose absorvida no cristalino foi 12 % da dose absorvida pelo cristalino em P13, maxilar. Em relação a P12, mandíbula, a dose absorvida no cristalino foi 34 % da dose

encontrada em P3, maxilar. Assim, em relação à proteção radiológica, observa-se a importância de definir a localização quando não é necessária a obtenção de imagens das duas arcadas dentárias e sim de uma arcada ou FOV localizado.

Tabela 4.13 – Dose Absorvida (μGy) nos cristalinos nos protocolos estudados no presente estudo

| Protocolo | P1 | P2 | P3 | P4 | P5 | P6 | P7 | P8 | P9 | P10 | P11 | P12 | P13 |
|---|-----|------|-----|-----|-----|------|-----|-----|------|-----|------|-----|-----|
| Dose no Cristalino (μGy) | 192 | 1563 | 114 | 168 | 460 | 1470 | 946 | 790 | 1040 | 592 | 2639 | 39 | 102 |

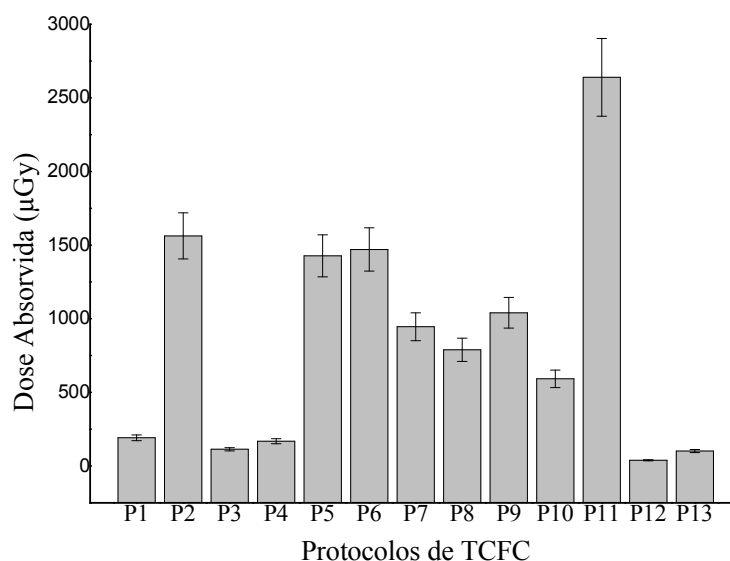


Figura 4.20 – Dose absorvida no cristalino do olho para a técnica *single FOV*, com os protocolos odontológicos selecionados: FOV 1 Arcada (maxilar e mandíbula) – protocolos P5, P8, P10 e P13 –; FOV Localizado (maxilar e mandíbula) – protocolos P1, P2, P3 e P12 –; FOV 2 Arcadas – protocolos P4, P6 e P11 –; FOV Grande – protocolos P7 e P9 – sendo os protocolos P10 e P11 da técnica *stitched FOV*.

De modo geral, todos os resultados devem ser sempre interpretados com base na finalidade clínica e nos aspectos de proteção radiológica, considerando as dimensões do FOV, os parâmetros geométricos e os parâmetros de exposição (tensão, corrente, tempo e a forma de onda - feixe contínuo ou pulsado). Estudos recentes têm sugerido que o cristalino pode apresentar uma maior radiosensibilidade do que a conhecida na literatura (PAUWELS et al., 2014; STEWART et al., 2012). Recentemente, a ICRP 118 reduziu o limiar de dose dos efeitos determinístico do cristalino para 0,5 Gy, devido a evidências de radiosensibilidade

destes tecidos, principalmente para catarata, em baixas doses (STEWART et al., 2012). A dose média absorvida nos cristalinos, neste estudo, foi bem abaixo deste limiar, chegando a 2,6 mGy para o protocolo P11. No entanto, mesmo assim, é importante avaliar possibilidades de redução de dose para os cristalinos, uma vez que os efeitos somáticos da exposição dependem da dose recebida na região atingida. Segundo estudos de Pauwels e colaboradores (2014), a alternativa de abaixar a altura do FOV para reduzir a dose nas lentes dos olhos não é solução para esta redução, principalmente pela possibilidade de aumentar a dose na tireoide. Assim, uma solução, seria rever os parâmetros de radiação, a fim de reduzir a dose efetiva, reduzir o tamanho do FOV ou o ângulo de exposição para a obtenção da imagem final. Em relação ao ângulo de exposição, os protocolos, cujo giro são de 180°, P3, P4 e P12, apresentaram menor dose absorvida nos olhos. Outro fator a ser levado em consideração, é a técnica utilizada para a obtenção da imagem.

Ao avaliar a dose absorvida nos cristalinos, em relação à técnica, novamente a técnica *stitched FOV* apresentou a maior dose absorvida, quando comparada com todos os protocolos da técnica *single FOV*. Em relação à simetria do feixe, o protocolo P7 apresentou vantagem em relação ao protocolo P9, cujas dimensões do FOV são semelhantes, ou seja, o objetivo da imagem é o mesmo. Este protocolo também apresentou vantagem em relação ao protocolo P6, cujos parâmetros de exposição são iguais; no entanto, o diâmetro do FOV é maior. Uma explicação é o fato dos protocolos P6 e P9 realizarem um giro de 360 ° em torno de ambos os olhos, enquanto o protocolo P7 realizar apenas a metade do giro em cada lado do indivíduo. Em relação à localização do objetivo de imagem, observou-se que para protocolos cujo objetivo é a arcada inferior, P12 e P13, a dose média absorvida pelos cristalinos é menor do que para os protocolos correspondentes, no caso, P3 e P8, respectivamente.

Novamente, percebeu-se a necessidade observar e avaliar os protocolos com os mesmos fins de diagnóstico e diferentes valores de dose absorvida em órgãos / tecidos e, conseqüentemente, diferentes valores de dose efetiva para os vários modelos de equipamentos disponíveis no mercado.

5 CONCLUSÕES

Neste estudo foi proposto realizar uma avaliação dosimétrica para 13 protocolos selecionados de tomógrafos computadorizados de feixe cônico de 5 fabricantes diferentes. Esta avaliação possibilitou compreender as diferenças entre os equipamentos e reforçou-se a estrita necessidade de avaliação e estimativa de dose efetiva e de dose absorvida dos órgãos e tecidos radiosensíveis referentes a estes protocolos. Para a realização deste trabalho, três etapas foram realizadas.

Na primeira etapa foram realizadas medições dos parâmetros físicos de exposição de cada protocolo dos cinco equipamentos selecionados para este estudo. Nesta etapa, foram levados em consideração, além dos parâmetros de exposição, a geometria do feixe, a forma de onda, o modo do feixe e a técnica utilizada. Para isto, foram utilizados multissensores de radiação e uma câmara de ionização de transmissão. Do ponto de vista de proteção radiológica, as principais observações levantadas foram:

- I. Os equipamentos presentes no mercado apresentam parâmetros físicos específicos e diferentes de acordo com o equipamento e/ou para a tensão, a corrente, o tempo de exposição, o ângulo de giro, a camada semirredutora, a filtração, o FOV e o detector;
- II. Protocolos de diferentes equipamentos, cujo objetivo de imagem é o mesmo, apresentam diferentes parâmetros de exposição, ângulo de giro e técnica;
- III. É necessária a medição dos parâmetros físicos dos equipamentos para, além de verificar a conformidade deles, observar a coerência entre os valores informados pelo equipamento e os valores reais e para identificar as propriedades específicas dos protocolos não informados no manual do equipamento, como, por exemplo, a geometria do feixe;
- IV. O modo de feixe contínuo pode resultar um kerma 270 % maior do que o obtido com o modo de feixe pulsado para o mesmo objetivo de imagem. Esta diferença pode influenciar o resultado final da estimativa de dose efetiva;
- V. Nem sempre o valor do P_{KA} é linearmente proporcional ao tamanho do FOV para todos os protocolos, em equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico. Assim, além da medição, é necessário conhecer a engenharia do equipamento a fim de avaliar a utilização ou não desta grandeza como referência dosimétrica do feixe. Neste estudo foi identificado que tanto para protocolos assimétricos quanto para a técnica *stitched FOV*, não convém utilizar o P_{KA} como parâmetro dosimétrico;

VI. Na técnica *stitched FOV*, o valor do kerma e do P_{KA} são proporcionais à quantidade de campos de visão, FOV, selecionados para a reconstrução da imagem final, podendo chegar a 300 % do valor do Protocolo Localizado quando se objetiva a imagem de toda a arcada dentária.

A segunda etapa foi estimar a dose efetiva dos protocolos para uma mulher padrão, utilizando um simulador antropomórfico físico. Ainda foi calculada a dose absorvida e a contribuição dos órgãos e tecidos para a dose efetiva. Os órgãos e tecidos selecionados foram sugeridos pelo documento ICRP 103. Foi realizada uma comparação de protocolos, entre os equipamentos, levando em consideração o objetivo da imagem. Para isto, foi utilizado o tamanho do FOV como parâmetro. Inicialmente os protocolos foram divididos em relação à técnica utilizada: *single FOV* e *stitched FOV*. Em relação à técnica *single FOV*, verificou-se que protocolos com mesmo objetivo de imagem, para os diferentes equipamentos de TCFC, apresentam diferenças significativas na dose efetiva, chegando, em alguns casos, a ser três vezes maior, quando comparados. Em relação à simetria da imagem, ainda na técnica *single FOV*, observou-se que, para o feixe assimétrico, a estimativa de dose efetiva é 18 % menor do que no protocolo de feixe simétrico, com todos os parâmetros físicos de exposição iguais, modificando-se apenas o tamanho do FOV. O FOV do feixe simétrico foi 1,6 vezes menor que do feixe simétrico.

O cálculo da dose absorvida nos órgãos/tecidos selecionados refletiu os resultados da estimativa de dose efetiva. Entre todos os protocolos estudados, em relação ao objetivo de imagem, para o protocolo FOV Localizado, P2 apresentou a maior dose absorvida nas glândulas salivares, 2 mGy. Este valor é 6,8 vezes a dose do protocolo P3 e 4,4 vezes a dose do protocolo P1. Para o protocolo FOV 1 Arcada, não houve diferenças estatísticas significativas para a dose absorvida, como estimativa de dose efetiva, nos órgãos / tecidos entre os protocolos analisados. Para o protocolo FOV 2 Arcadas, a diferença de dose absorvida chegou a 4,5 vezes para a superfície óssea. Para o FOV Grande, a dose absorvida na tireoide para o protocolo P9 foi calculada em 3,2 vezes maior que P7. Para as glândulas salivares e tecidos restantes, a diferença foi 2,5 vezes maior que a dose para o protocolo P9.

Para a técnica *stitched FOV*, quando comparando com protocolos semelhantes da técnica *single FOV*, verificou-se que não há vantagens em relação à proteção radiológica, tanto para protocolo com feixe simétrico quanto para feixe assimétrico. A dose efetiva para a técnica *stitched FOV* foi sempre superior, chegando a ser até 4,5 vezes maior no caso do protocolo P11 comparado com o protocolo P6, cujo objetivo de imagem é o mesmo.

Finalmente, nesta etapa, ao se avaliar a contribuição dos órgãos/tecidos de dose efetiva, verificou-se que os tecidos restantes e as glândulas salivares contribuíram com mais de 60 % da dose efetiva dos protocolos. Individualmente, as glândulas salivares contribuíram com uma média de 31 % da dose efetiva, chegando a contribuir com 55 % no caso do protocolo P10 para a técnica *stitched FOV*. Em todos os protocolos avaliados, as glândulas salivares são o órgão que apresentou maior dose absorvida, chegando a 6,5 mGy no protocolo P11.

A terceira etapa foi comparar a estimativa de dose efetiva e de dose absorvida, com o mesmo equipamento e mesmos parâmetros de exposição, modificando-se apenas a localização do FOV. Também, nesta etapa, foi estimada a dose absorvida nos cristalinos.

A avaliação da dose em função da localização da imagem foi realizada para o FOV Localizado e o FOV 1 Arcada. Os resultados mostraram que o valor da dose efetiva depende da localização do objetivo de imagem, para protocolos de FOV Localizado e de FOV 1 Arcada. A diferença entre a estimativa de dose efetiva depende, além da localização, do tamanho do FOV. Assim, para o FOV Localizado, a arcada superior apresenta uma estimativa de dose efetiva 50 % maior do que a arcada inferior, enquanto que, para o FOV 1 Arcada, não foram encontradas diferenças estatísticas significativas. Estes resultados concordam com os achados relatados por Pauwels e colaboradores (2014). Em relação à dose absorvida nos órgãos/tecidos, como esperado, variaram em relação à localização do objetivo da imagem, ou seja, em função da incidência do feixe primário. Assim, ao se irradiar a arcada inferior, por exemplo, a tireoide apresentou a maior dose absorvida, quando comparada com o mesmo protocolo para a arcada superior. O mesmo se refletiu para os outros órgãos/tecidos avaliados.

Em relação à dose absorvida nos cristalinos, novamente confirmou-se que a técnica *stitched FOV* não apresentou vantagens em relação à técnica *single FOV*. Também, confirmou-se que a localização do FOV influencia na dose absorvida pelo cristalino. Apesar da média de dose absorvida no cristalino estar muito abaixo do limiar estabelecido pela ICRP 118, 0,5 Gy, ainda assim, é necessário avaliar-se a possibilidade de redução de dose para estes tecidos.

Os resultados advindos deste trabalho apresentaram, ainda, um alerta em relação à falta de controle de uma legislação específica para se determinar e definir parâmetros físicos e geométricos e de técnicas, buscando, sempre, a qualidade de imagem, juntamente com a proteção radiológica do paciente, sem impedir a inovação dos fabricantes em novas tecnologias. Assim, mediante os desafios e as perspectivas observados no decorrer do estudo, conclui-se que é importante buscar metodologias para se estimar a dose efetiva nos protocolos

de forma mais prática. Uma alternativa a ser considerada, em estudos futuros, nos equipamentos de TCFC, é a definição de parâmetros comuns a serem avaliados, assim como são realizados nos demais equipamentos de radiodiagnóstico. Ainda é necessário definir o quanto o detector do equipamento influencia a dose à qual o paciente é exposto. Outro desafio de trabalhos futuros, diante dos resultados deste estudo, é realização de simulação de Monte Carlo para os equipamentos aqui estudados, uma vez que, até o momento, apenas em dois destes equipamentos foram realizadas simulação, em protocolos diferentes dos trabalhos deste estudo.

Assim, diante dos objetivos apresentados, ao se realizar o desenvolvimento deste trabalho, pode-se afirmar que os eles foram alcançados, porém, em consequência, principalmente diante da atualidade do tema, diversos desafios e estudos ainda existem, sempre objetivando a redução da exposição aos pacientes.

LISTA DE PUBLICAÇÕES

Artigos completos publicados em periódicos

BATISTA, W.O.; SOARES, M.R.; OLIVEIRA M.V.; MAIA, A.F.; CALDAS, L.V. Assessment of protocols in cone-beam CT with symmetric and asymmetric beams using effective dose and air kerma-area product. **Appl. Radiat. Isot.**, v. 100, p. 16–20, 2015.

SOARES, M.R.; BATISTA, W.O.; ANTONIO, P. de L., CALDAS, L.V.; MAIA, A.F. Effective dose comparison between stitched and single FOV in CBCT protocols for complete dental arcade. **Radiat. Phys. and Chem.**, v. 110, p. 72–76, jun. 2015.

SOARES, M.R.; BATISTA, W.O.; ANTONIO, P. de L., CALDAS, L.V.; MAIA, A.F. Study of effective dose of various protocols in equipment cone beam CT. **Appl. Radiat. Isot.**, v. 100, p. 21–26, jun. 2015.

Resumos publicados em anais de congressos

SOARES, M.R.; BATISTA, W.O.G.; ANTONIO, P.L. CALDAS, L.V.E.; MAIA, A.F. Study of Effective dose of various protocols in cone beam computed tomography. XIV International Symposium on Solid State Dosimetry - April 13th to 16th, 2014 at Cusco, Peru.

SOARES, M.R.; BATISTA, W.O.G.; ANTONIO, P.L. CALDAS, L.V.E.; MAIA, A.F. Effective Dose Comparison Between Protocols Stitched and Usual Protocols in Dental CBCT for Complete Arcade. Dose and Pka. Symposium on Solid State Dosimetry - April 13th to 16th, 2014 at Cusco, Peru.

BATISTA, W.O.; SOARES, M.R.; OLIVEIRA M.V.; MAIA, A.F.; CALDAS, L.V. Assessment of Protocols in CBCT with Symmetric and Asymmetric Beam Using Effective Dose and Pka. Symposium on Solid State Dosimetry - April 13th to 16th, 2014 at Cusco, Peru.

6 REFERÊNCIAS

- ABRAMOVITCH, K.; RICE, D. D. Basic Principles of Cone Beam Computed Tomography. **Dent. Clin. North Am.**, v. 58, n. 3, p. 463–484, 2014.
- ANDRADE, M.E.; KHOURY H.J.; NASCIMENTO NETO, J.B.; KRAMER, R. Dosimetric evaluation of dental implant planning examinations with cone-beam computed tomography. **Radiat Prot Dosim.**, v. 158, n. 2, p. 175–180, 2014.
- ARAI, Y.; TAMMISALO, E.; IWAI, K.; HASHIMOTO, K.; SHINODA, K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 28, n. 4, p. 245–248, 1999.
- BATISTA, W. O.; NAVARRO, M. V; MAIA, A. F. Development of a phantom and a methodology for evaluation of depth kerma and kerma index for dental cone beam computed tomography. **Radiat Prot Dosim.**, v. 157, n. 4, p. 543–551, 2013.
- BLACKWELL, W.; SARMENT, D. **Cone Beam Computed Tomography: Oral and Maxillofacial Diagnosis and Applications**. Wiley-Blac ed. Hoboken, NJ - USZ: John Wiley & Sons, 2014. v. 1
- BUZUG, T. M. **Computed Tomography - From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT**. Leipzig, Germany: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008. v. 1.
- CAMERON, R.J.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G.N. **Thermoluminescence Dosimetry**. University of Wisconsin Press. Medison, Milwaukee and London, 1969.
- ENDO, A.; KATOH, T; VASUDEVA, S.B.; KOBAYASHI, I.; OKANO, T. A preliminary study to determine the diagnostic reference level using dose–area product for limited-area cone beam CT. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 42, n. 4, p. 20120097, 2013.
- GENDEX. **Manual do Operador do Gendex GXCB-500**. Des Plaines, USA: Gendex Dental Systems, 2009.
- GRÜNHEID, T.; KOLBECK SCHIECK, J.R.; PLISKA, B.T.; AHMAD, M.; LARSON, B.E. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v. 141, n. 4, p. 436–443, 2012.
- HELMROT, E.; ALM CARLSSON, G. Measurement of radiation dose in dental radiology. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 114, n. 1-3, p. 168–171, 2005.
- HOUNSFIELD, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography) Part 1 Description of system. **Br. J. Radiol.**, v. 46, p. 1016, 1973.
- HUDA W., SANDISON G.A. Estimation of mean organ doses in diagnostic radiology from Rando phantom measurements. **Health Phys** 1984; 47: 463–7.
- IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. Technical Report Series 457**. IAEA ed. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2007.
- IBGE, INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Indicadores Sociodemográficos e de Saúde no Brasil Estudos e pesquisas**. Rio de Janeiro - RJ: Instituto Brasileiro de Geografi a e Estatística - IBGE, 2009. disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/indic_sociosaude/2009/>

ICRP-103, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. **Ann. ICRP** 37 (2-4), 2007. Disponível em <<http://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20103>>

ICRP-60, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. **Ann. ICRP** 21 (1-3), 1991.

ICRU-44, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement** (H. P. and R. Effects, Ed.). Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1989.

KOIVISTO, J.; KILJUNEN, T.; TAPIOVAARA, M.; WOLFF, J.; KORTESNIEMI, M. Assessment of radiation exposure in dental cone-beam computerized tomography with the use of metal-oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) dosimeters and Monte Carlo simulations. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.**, v. 114, n. 3, p. 393–400, 2012.

LENGUAS, A.L.; ORTEGA, R.; SAMARA, G.; LÓPEZ, M.A. Tomografía computerizada de haz cónico. Aplicaciones clínicas en odontología; comparación con otras técnicas. **Cient. Dent.**, v. 7, p. 147–159., 2010.

LOFTHAG-HANSEN, S.; THILANDER-KLANG, A.; EKESTUBBE, A.; HELMROT, E.; GRÖNDAHL, K. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 37, n. 2, p. 72–79, 2008.

LOUBELE, M.; BOGAERTS, R.; VAN DIJCK E.; PAUWELS, R.; VANHEUSDEN, S.; SUETENS, P.; MARCHAL, G.; SANDERINK, G.; JACOBS, R.; . Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. **Eur. J. Radiol.**, v. 71, n. 3, p. 461–468, 2009.

LUDLOW, J.B. Dose and risk in dental diagnostic imaging: with emphasis on dosimetry of CBCT. **Korean J. Oral Maxillofacial Radiol.**, v. 39, p. 10, 2009.

LUDLOW, J.B. A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: effect of beam filtration. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 40, n. 2, p. 115–122, 2011.

LUDLOW, J. B.; DAVIES-LUDLOW, L. E.; BROOKS, S. L. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 32, n. 4, p. 229–234, 2003.

LUDLOW, J. B.; IVANOVIC, M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol Endod.**, v. 106, n. 1, p. 106–114, 2008.

MATTOS, M.; RAMOS, O.; TAUHATA, L. Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante. **Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes**, 2011.

McKINLAY, A.F. **Thermoluminescence Dosimetry**. Taylor & Francis, Adam Hilger, Bristol, 1981.

MIRACLE, A.C.; MUKHERJI, S.K. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. **AJNR. Am. J. Neuroradiol.**, v. 30, n. 6, p. 1088–1095, 2009.

MORANT, J. J.; SALVADÓ, M.; CASANOVAS, R.; HERNÁNDEZ-GIRÓN, I.; VELASCO, E.; CALZADO, A. Validation of a Monte Carlo simulation for dose assessment in dental cone beam CT examinations. **Phys. Med.**, v. 28, n. 3, p. 200–209, 2012.

MORANT, J. J.; SALVADÓ, M.; HERNÁNDEZ-GIRÓN, I.; CASANOVAS, R.; ORTEGA, R.; CALZADO, A. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 42, n. 3, p. 92555893, 2013.

MOZZO, P.; PROCACCI, C.; TACCONI, A.; MARTINI, P.T.; ANDREIS, I.A.; A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **Eur. Radiol.**, v. 8, n. 9, p. 1558–1564, 1998.

MS, MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portaria/MS/SVS nº 453**. Governo Federal, Secretaria da Vigilância Sanitária, 1998. Disponível em: <<http://www.anvisa.gov.br/servicosade/organiza/legis.htm>>. Acesso em: 20 mar. 2015.

NBS-85, handbook - **Physical aspects of irradiation**. Washington (DC): US Government Printing Office; 1964. p. 3

OKANO, T.; SUR, J. Radiation dose and protection in dentistry. **Jpn. Dent. Sci. Rev.**, v. 46, n. 2, p. 112–121, 2010.

ORTHOPHOS, Sirona Dental Systems GmbH. **Manual de instruções ORTHOPHOS XG 3D / Ceph, ORTHOPHOS XG 3Dready / Ceph**. Bensheim, Alemanha, 2009.

PASLER, F.A.; VISSER, H. **Radiologia Odontológica: Procedimentos Ilustrados**. 2. ed. Porto Alegre, RS, Brasil: ArtMed, 2005.

PAUWELS, R.; THEODORAKOU, C.; WALKER, A.; BOSMANS, H.; JACOBS, R.; HORNER, K.; BOGAERTS, R.; SEDENTEXCT Project Consortium. Dose distribution for dental cone beam CT and its implication for defining a dose index. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 41, n. 7, p. 583–593, 2012a.

PAUWELS, R.; BEINSBERGER, J.; COLLAERT, B.; THEODORAKOU, C.; ROGERS, J.; WALKER, A.; COCKMARTIN, L.; BOSMANS, H.; JACOBS, R.; BOGAERTS, R.; HORNER, K.; SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. **Eur. J. Radiol.**, v. 81, n. 2, p. 267–271, 2012b.

PAUWELS, R.; ZHANG, G.; THEODORAKOU, C.; WALKER, A.; BOSMANS, H.; JACOBS, R.; BOGAERTS, R.; HORNER, K.; SEDENTEXCT Project Consortium. Effective radiation dose and eye lens dose in dental cone beam CT: effect of field of view and angle of rotation. **Br. J. Radiol.**, v. 87, n. 1042, p. 20130654, 2014.

PRINS, R.; DAUER, L.T.; COLOSI, D.C.; QUINN, B.; KLEIMAN, N.J.; BOHLE, G.C.; HOLOHAN, B.; AL-NAJJAR, A.; FERNANDEZ, T.; BONVENTO, M.; FABER, R.D.; CHING, H.; GOREN, A.D. Significant reduction in dental cone beam computed tomography (CBCT) eye dose through the use of leaded glasses. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 112, n. 4, p. 502–507, 2011.

QU, X.M.; LI, G.; LUDLOW, J.B.; ZHANG, Z.Y.; MA, X.C. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 110, n. 6, p. 770–776, 2010.

QU, X.M.; LI, G.; SANDERINK, G.C.; ZHANG, Z.Y.; MA, X.C. Dose reduction of cone beam CT scanning for the entire oral and maxillofacial regions with thyroid collars. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 41, n. 5, p. 373–378, 2012.

ROBERTS, J. A.; DRAGE, N.A.; DAVIES, J.; THOMAS, D.W. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. **Br. J. Radiol.**, v. 82, n. 973, p. 35–40, 2009.

ROTTKE, D.; PATZELT, S.; POXLEITNER, P.; SCHULZE, D. Effective dose span of ten different cone beam CT devices. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 42, n. 7, p. 20120417, 2013.

SCARFE, W. C.; LI, Z.; ABOELMAATY, W.; SCOTT, S.A.; FARMAN, A.G. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. **Aust Dent J.**, v. 57 Suppl 1, p. 46–60, 2012.

SCHILLING, R.; GEIBEL, M. A. Assessment of the effective doses from two dental cone beam CT devices. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 42, n. 5, p. 20120273, 2013.

SCHULZE, D.; HEILAND, M.; THURMANN, H.; ADAM, G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 33, n. 2, p. 83–86, 2004.

SEDENTEXCT Project, Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modalit . **Radiation protection: Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology - Provisional guidelines**. Luxembourg: European Commission, 2009. Disponível em: <<http://www.sedentext.eu/files>>. Acesso em: 12 mar. 2015.

SEDENTEXCT Project, Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modalit. **Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology Radiation Protection 172. CONE BEAM CT FOR DENTAL AND MAXILLOFACIAL RADIOLOGY**. Luxembourg: European Commission, 2012. Disponível em: http://www.sedentext.eu/files/radiation_protection_172.pdf

SEERAM, E. **Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control**. Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control. Philadelphia: Saunders. 560 pp. 3rd ed., 2009.

SHAW, C. C. **Cone Beam Computed Tomography (Imaging in Medical Diagnosis and Therapy)**. New York: Taylor & Francis, 2014. v. 1

SIRONA, T. D. C. **Notícias e eventos**. Disponível em: <<http://www.sirona.com.br/br/noticias-e-eventos/downloads/>>. Acesso em: 14 abr. 2012.

STEWART, F.A.; AKLEYEV, A.V.; HAUER-JENSEN, M.; HENDRY, J.H.; KLEIMAN, N.J.; MACVITTIE, T.J.; ALEMAN, B.M.; EDGAR, A.B.; MABUCHI, K.; MUIRHEAD, C.R.; SHORE, R.E.; WALLACE, W.H. ICRP PUBLICATION 118: ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. **Annals of the ICRP**, v. 41, n. 1–2, p. 1–322, fev. 2012.

THEODORAKOU, C.; WALKER, A.; HORNER, K.; PAUWELS, R.; BOGAERTS, R.; JACOBS, R.; SEDENTEXCT, Project Consortium. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. **Br. J. Radiol.**, v. 85, n. 1010, p. 153–160, 2012.

THILANDER-KLANG, A.; HELMROT, E. Methods of determining the effective dose in dental radiology. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 139, n. 1-3, p. 306–309, 2010.

ZOETELIEF, J.; JULIUS, H. W.; CHRISTENSEN, P.; **Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD**. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, European Commission; 2000.

ANEXO

Testes de reprodutibilidade e exatidão dos equipamentos selecionados para este estudo.

A. Equipamento Orthophos 3D

Tabela A1 – Avaliação da reprodutibilidade do kerma e da tensão e exatidão da tensão.

| Tensão (kV) | Corrente mA | Dose (mGy) | Exatidão da tensão | ¹ FOV (cm×cm) | ² PCT mA.s | Dose (mGy) | Exatidão da tensão (%) | Reprodutibilidade | |
|----------------|----------------|---------------|--------------------------|-----------------------------|--------------------------|---------------|------------------------------|-------------------|-------------|
| | | | | | | | | Tensão (%) | Dose (%) |
| 85 | 7 | 86,4 | 14,3 | 8 x 8 | 35,7 | 1,534 | 3,0 | 0 | 0,5 |
| 85 | 7 | 86,5 | 14,3 | 5 x 5 | 35,7 | 1,541 | | | |

¹FOV – Campo de Visão (Field of view); ²PCT - Produto corrente-tempo

Tabela A2 – Avaliação da exatidão do tempo função dos dados selecionados.

| ¹ FOV (cm×cm) | Tensão indicada (kV) | ² t _{indicado} (s) | ³ t _{medido} (s) | Exatidão do tempo (%) |
|-----------------------------|----------------------------|---|---|-----------------------------|
| 8 x 8 | 85 | 14,5 | 14,2 | 1,7 |
| 5 x 5 | 85 | 14,5 | 14,2 | |

¹FOV – Campo de Visão (Field of view); ²t_{indicado} – tempo indicado; ³t_{medido} – tempo medido

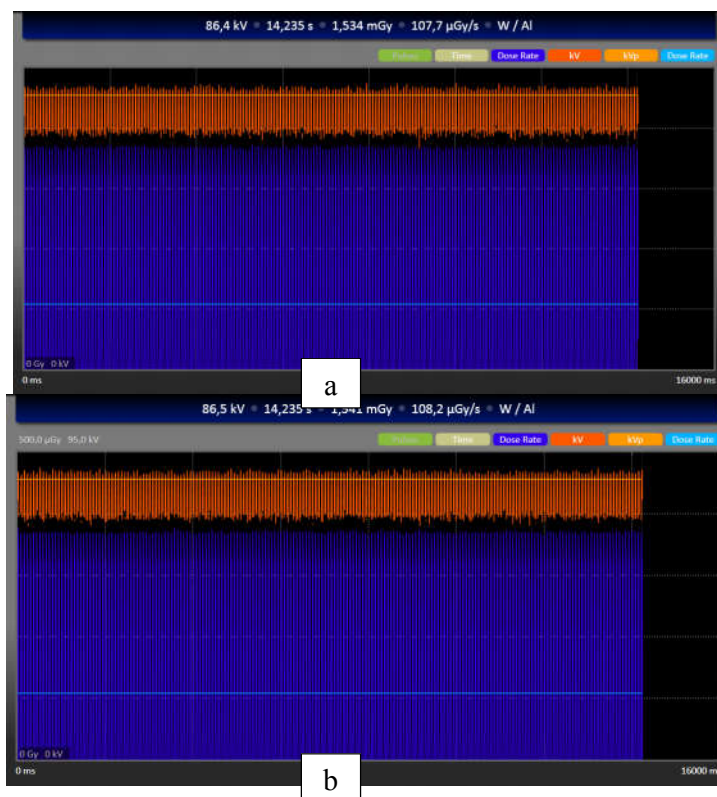


Figura A1 – Imagens de algumas medições do multissensor, representando a forma de onda – pulsado, para o FOV 8×8 (a) e 5×5 (b)

B. Equipamento CS 9000 3D

Tabela A3 – Avaliação da reprodutibilidade do kerma e da tensão e exatidão da tensão.

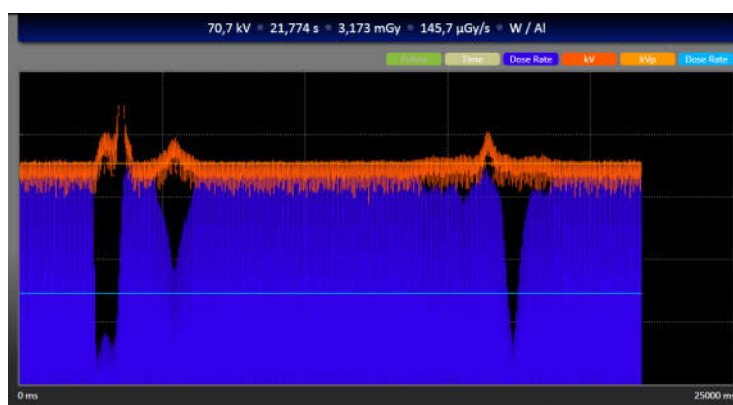
| Tensão (kV) | Corrente mA | Dose (mGy) | Exatidão da tensão | ¹ FOV (cm×cm) | ² PCT mA. s | Dose (mGy) | Exatidão da tensão (%) | Reprodutibilidade | |
|----------------|----------------|---------------|--------------------------|-----------------------------|------------------------------|---------------|------------------------------|-------------------|-------------|
| | | | | | | | | Tensão (%) | Dose (%) |
| 68 | 8 | 68,5 | 21,8 | 5 x 3,7 | 86,4 | 3,03 | 3,7 | 0 | 0,3 |
| 70 | 8 | 70,8 | 21,8 | | 86,3 | 3,17 | | | |
| 80 | 8 | 79,5 | 21,8 | | 86,2 | 3,97 | | | |

¹FOV – Campo de Visão (Field of view); ²PCT - Produto corrente-tempo

Tabela A4 – Avaliação do tempo em função dos dados selecionados.

| ¹ FOV (cm×cm) | Tensão indicada (kV) | ² t _{indicado} (s) | ³ t _{medido} (s) | Exatidão do tempo (%) |
|-----------------------------|----------------------------|---|---|-----------------------------|
| 5 x 3,7 | 68 | 21,8 | 21,78 | 3,7 |
| | 70 | 21,8 | 21,78 | |
| | 80 | 21,8 | 21,78 | |

¹FOV – Campo de Visão (Field of view); ²t_{indicado} – tempo indicado; ³ t_{medido} – tempo medido

**Figura A2** – Imagens de algumas medições do multissensor, representando a forma de onda – pulsado, FOV 5 × 3,7

C. Equipamento Gendex GXCB 500

Tabela A5 – Avaliação da reprodutibilidade do kerma e da tensão e exatidão da tensão.

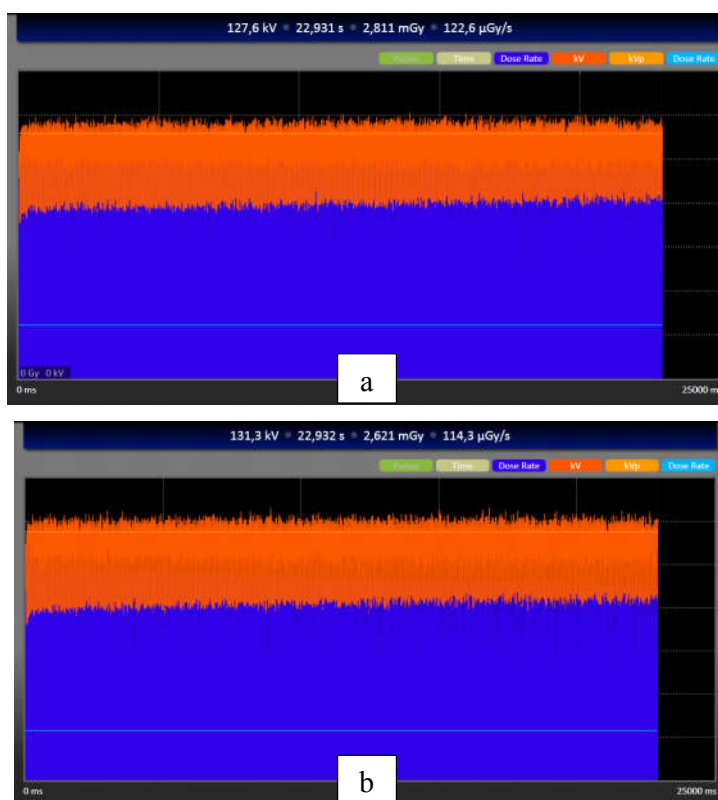
| Tensão (kV) | Corrente mA | Dose (mGy) | Exatidão da tensão | ¹ FOV (cm×cm) | ² PCT mA.s | Dose (mGy) | Exatidão da tensão (%) | Reprodutibilidade | |
|----------------|----------------|---------------|--------------------------|-----------------------------|--------------------------|---------------|------------------------------|-------------------|-------------|
| | | | | | | | | Tensão (%) | Dose (%) |
| 120 | 5 | 86,4 | 23 | 8,5 × 6 | 45 | 2,8 | 9,4 | 0 | 0,2 |
| 120 | 5 | 86,5 | 23 | 8,5 × 8,5 | 47 | 2,8 | | | |
| 120 | 5 | | 23 | 14 × 8,5 | 46 | 2,6 | | | |

¹FOV – Campo de Visão (Field of view); ²PCT - Produto corrente-tempo

Tabela A6 – Avaliação da exatidão do tempo função dos dados selecionados.

| ¹ FOV (cm×cm) | Tensão indicada (kV) | ² t _{indicado} (s) | ³ t _{medido} (s) | Exatidão do tempo (%) |
|-----------------------------|----------------------------|---|---|-----------------------------|
| 6 × 8,5 | 120 | 23 | 22,9 | 0,3 |
| 8,5 × 8,5 | 120 | 23 | 22,9 | |
| 14 × 8,5 | 120 | 23 | 22,9 | |

¹FOV – Campo de Visão (Field of view); ²t_{indicado} – tempo indicado; ³ t_{medido} – tempo medido

**Figura A3** – Imagens de algumas medições do multissensor, representando a forma de onda – pulsado, para o FOV 8,5 × 8,5 (a) e 14 × 8,5 (b)

D. Equipamento ProMax 3D

Tabela A7 – Avaliação da reprodutibilidade do kerma e da tensão e exatidão da tensão.

| Tensão (kV) | Corrente mA | Dose (mGy) | Exatidão da tensão | ¹ FOV (cm×cm) | ² PCT mA.s | Dose (mGy) | Exatidão da tensão (%) | Reprodutibilidade | |
|----------------|----------------|---------------|--------------------------|-----------------------------|--------------------------|---------------|------------------------------|-------------------|-------------|
| | | | | | | | | Tensão (%) | Dose (%) |
| 84 | 12 | 84,2 | 32,9 | 5 × 8 | 147 | 3,9 | 0,8 | 0 | 0 |
| 84 | 12 | 84,3 | 32 | 5 × 8 | 147 | 4,9 | | | |

¹FOV – Campo de Visão (Field of view); ²PCT - Produto corrente-tempo

Tabela A8 – Avaliação da exatidão do tempo função dos dados selecionados.

| ¹ FOV (cm×cm) | Tensão indicada (kV) | ² t _{indicado} (s) | ³ t _{medido} (s) | Exatidão do tempo (%) |
|-----------------------------|----------------------------|---|---|-----------------------------|
| 5 × 8 | 84 | 36 | 32,9 | 8,3 |
| | 120 | 23 | 22,9 | |
| | 120 | 23 | 22,9 | |

¹FOV – Campo de Visão (Field of view); ²t_{indicado} – tempo indicado; ³t_{medido} – tempo medido

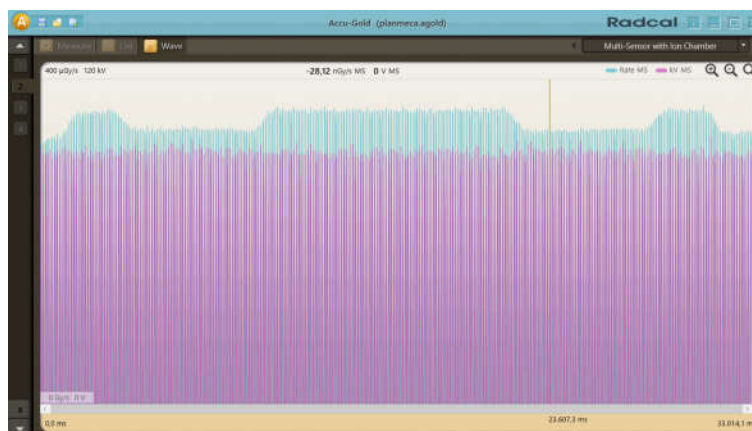


Figura A4 – Imagem representando a forma de onda – pulsado – FOV 5 × 8

E. Equipamento i-Cat Classic

Tabela A9 – Avaliação da reprodutibilidade do kerma e da tensão e exatidão da tensão.

| Tensão (kV) | Corrente mA | Dose (mGy) | Exatidão da tensão | ¹ FOV (cm×cm) | ² PCT mA.s | Dose (mGy) | Exatidão da tensão (%) | Reprodutibilidade | |
|-------------|-------------|------------|--------------------|--------------------------|-----------------------|------------|------------------------|-------------------|----------|
| | | | | | | | | Tensão (%) | Dose (%) |
| 120 | 3-7 | 126,6 | 40 | 14 × 6 | 36,12 | 3,4 | 6,3 | 0 | 0 |
| 120 | 3-7 | 127,5 | 40 | 14 × 8 | 36,12 | 3,4 | | | |
| 120 | 3-7 | 127,6 | 40 | 14 × 13 | 36,12 | 3,4 | | | |

¹FOV – Campo de Visão (Field of view); ²PCT - Produto corrente-tempo

Tabela A10 – Avaliação da exatidão do tempo função dos dados selecionados.

| ¹ FOV (cm×cm) | Tensão indicada (kV) | ² t _{indicado} (s) | ³ t _{medido} (s) | Exatidão do tempo (%) |
|--------------------------|----------------------|--|--------------------------------------|-----------------------|
| 14 × 6 | 120 | 40 | 41,3 | 3,4 |
| 14 × 8 | 120 | 40 | 41,3 | |
| 14 × 13 | 120 | 40 | 41,5 | |

¹FOV – Campo de Visão (Field of view); ²t_{indicado} – tempo indicado; ³t_{medido} – tempo medido

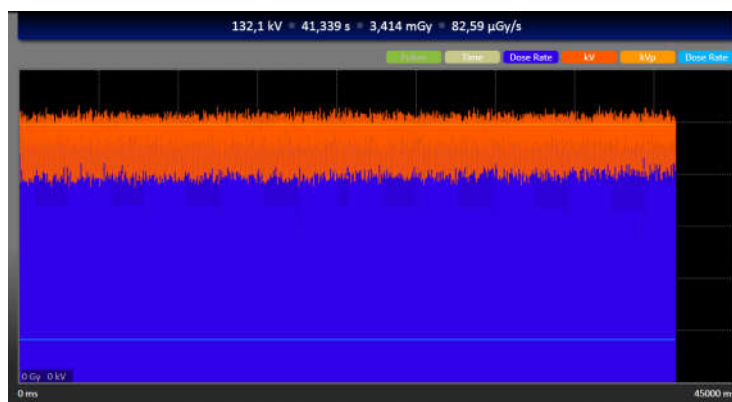


Figura A5 – Imagem representando a forma de onda – pulsado – FOV 14 × 6



Figura A6 - Fotografias da posição dos TLDs nas fatias do simulador antropomórfico físico feminino.

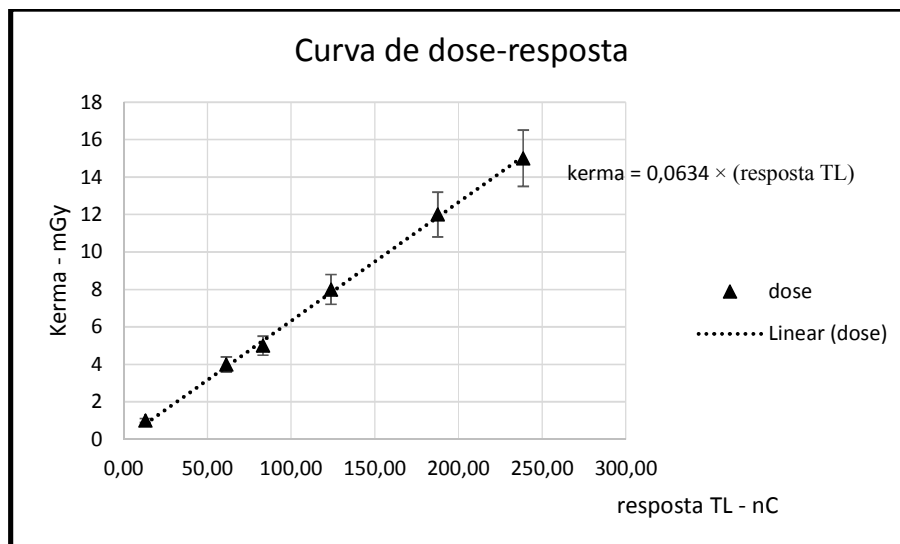


Figura A7 – Curva de dose-resposta resultante da calibração dos dosímetros termoluminescentes LiF TLD-100.